



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ  
ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

# ΔΟΣΗ ΑΠΟ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ ΣΕ ΠΑΙΔΙΑΤΡΙΚΟΥΣ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΣΤΗΝ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ

**Τσερανίδου Σοφία**

**Τριμελής εξεταστική επιτροπή :** Μυρσίνη Μακροπούλου (Επιβλέπουσα Καθηγήτρια, ΣΕΜΦΕ-ΕΜΠ), Ζάννη-Βλαστού Ρόζα (ΣΕΜΦΕ-ΕΜΠ), Κολλάρος Νικόλαος (Φυσικός Ιατρικής-Ακτινοφυσικός)

**Υπεύθυνοι Ωνάσειου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου :** Μαστοράκου Ειρήνη (Διευθύντρια τμήματος Ιατρικής Απεικόνισης), Κολλάρος Νικόλαος (Φυσικός Ιατρικής-Ακτινοφυσικός)

ΑΘΗΝΑ 2017

# Περιεχόμενα

Ευχαριστίες

Πρόλογος

Περίληψη

**A) ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

**1. Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες - Ακτίνες X**

1.1 Γενικά στοιχεία

1.2 Μηχανισμός παραγωγής ακτίνων X

1.2.1 Χαρακτηριστικό φάσμα

**2. Δοσιμετρικά μεγέθη**

2.1 Γενικά στοιχεία

2.1.1 Μεγέθη και μονάδες δοσιμετρίας

2.2 Δοσιμετρικά μεγέθη αξονικής τομογραφίας

2.2.1 CTDI ( Computed Tomography Dose Index )

2.2.2 Σταθμισμένο CTDI ( CTDI weighted ) – CTDI<sub>w</sub>

2.2.3 CTDI<sub>vol</sub>

2.2.4 Γινόμενο δόσης-μήκους (Dose Length Product – DLP)

2.2.5 Ενεργός Δόση στην αξονική τομογραφία

**3. Επεμβατική Καρδιολογία (Interventional Cardiology-IC)**

**3.1 ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΟΣ**

3.1.1 Επεμβατική διαδικασία

3.1.2 Αρχή λειτουργίας

3.1.3 Ενισχυτής εικόνας

3.1.4 Δοσιμετρικά μεγέθη στην επεμβατική καρδιολογία

3.1.5 Ενεργός δόση στην επεμβατική καρδιολογία

**3.2 Μεσοκολπική Επικοινωνία ( Atrial Septal Defect- ASD)**

3.2.1 Λειτουργία της καρδιάς

**3.2.2 Καρδιά με Μεσοκολπική Επικοινωνία- ASD(ή Μεσοκολπικό έλλειμμα)**

**3.2.3 Θεραπεία της μεσοκολπικής επικοινωνίας (ASD) με καθετήρα**

**4. Καρκινικό ρίσκο (Lifitime Risk)**

**B) ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

**1. Σκοπός**

**2. Υλικά και μεθοδολογία**

**3. Ανάλυση αποτελεσμάτων**

**4. Συμπεράσματα**

**Παράρτημα Α**

**Βιβλιογραφία**

# **Table of Contents**

**Acknowledgements**

**Introduction**

**Summary**

**A) GENERAL PART**

**1. Ionizing radiation – X rays**

**1.1 General information**

**1.2 X-rays production mechanism**

**1.2.1 Characteristic spectra**

**2. Dosimetric sizes**

**2.1 General information**

**2.1.1 Sizes and units of dosimetry**

**2.2 Dosimetric sizes in Computed Tomography**

**2.2.1 CTDI ( Computed Tomography Dose Index )**

**2.2.2 CTDI weighted – CTDI<sub>w</sub>**

**2.2.3 CTDI<sub>vol</sub>**

**2.2.4 Dose Length Product – DLP**

**2.2.5 Effective dose in Computed Tomography**

**3. Interventional Cardiology-IC**

**3.1 Angiography**

**3.1.1 Invasive procedure**

**3.1.2 Operating principle**

**3.1.3 Enhanced image**

**3.1.4 Dosimetric sizes in Interventional Cardiology**

**3.1.5 Effective dose in Interventional Cardiology**

**3.2 Atrial Septal Defect- ASD**

**3.2.1 Operation of the heart**

**3.2.2 Heart with Atrial Septal Defect**

**3.2.3 Cure of the Atrial Septal Defect with catheter**

**4. Cancer Risk (Lifetime Risk)**

## **B) SPECIAL PART**

**1. Aim of the study**

**2. Materials and methods**

**3. Results**

**4. Conclusion**

**Appendix A**

**References**

## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την επιβλέπουσα καθηγήτριά μου κ. Μακροπούλου Μυρσίνη , καθηγήτρια του τομέα Φυσικής της Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, για την άψογη συνεργασία και την εμπιστοσύνη που μου έδειξε.

Η εργασία αυτή πραγματοποιήθηκε στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο υπό την επίβλεψη του κ. Κολλάρου Νικόλαου, Φυσικό Ιστρικής-Ακτινοφυσικό του νοσοκομείου, τον οποίο θέλω να ευχαριστίσω μέσα από την καρδιά μου για την πολύτιμη και συνεχή καθοδήγηση που μου προσέφερε καθ'όλη τη διάρκεια διεξαγωγής της διπλωματικής μου όπως επίσης και για την απόλυτη εμπιστοσύνη που είχε προς το άτομό μου.

Επίσης, ένα μεγάλο ευχαριστώ στην κ. Μαστοράκου Ειρήνη, Διευθύντρια του τμήματος Ιατρικής Απεικόνισης του Ωνάσειου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου, για την ευκαιρία και την ιδέα που μου έδωσε να πραγματοποιήσω εκεί την διπλωματική μου εργασία.

Ένα πολύ θερμό ευχαριστώ στην κ. Συρίγου Θέτιδα, τεχνολόγο του Ωνάσειου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου για τις διαφωτιστικές συζητήσεις, για τον χρόνο που μου αφιέρωσε και τη συνεχή επικοινωνία θυσιάζοντας προσωπικό αλλά και επαγγελματικό χρόνο, για το σεβασμό και για την πίστη που είχε σε μένα.

Τέλος, ευχαριστώ όλο το προσωπικό του Ωνάσειου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου, τους τεχνολόγους, τους ιατρούς, τους νοσοκόμους, για την ευγένεια και την βοήθειά τους.

Θα ήθελα να αφιερώσω την εργασία αυτή τόσο στους γονείς μου και τις αδελφές μου που όλα αυτά τα χρόνια με στηρίζουν σε ότι κάνω, όσο και στους φίλους μου για τη συμπαράσταση και την υπομονή τους.

# Πρόλογος

Οι ακτίνες Χ ανακαλύφθηκαν το 1895 από τον Γερμανό Φυσικό Βίλχελμ Ρέντγκεν και η πρώτη ιατρική εφαρμογή έγινε από τον Τόμας Έντισον. Έκτοτε οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες βρίσκουν σημαντικές διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές στην ιατρική. Η έγκαιρη και έγκυρη διάγνωση παθήσεων μέσω απεικονιστικών τεχνικών και οι εξελιγμένες θεραπείες συμβάλλουν στην επιμήκυνση του προσδόκιμου ζωής και στη βελτίωση της ποιότητας ζωής του ανθρώπου.

Η παρούσα εργασία έχει ως σκοπό την εκτίμηση της δόσης ακτινοβολίας σε παιδιατρικούς ασθενείς που υποβάλλονται σε εξετάσεις που αφορούν αξονικές τομογραφίες του θώρακα και του εγκεφάλου, όπως επίσης και σε εξετάσεις που αφορούν ασθενείς με μεσοκολπική επικοινωνία στον αγγειογράφο. Λόγω του προσδόκιμου της ηλικίας των ασθενών η έκθεση τους σε ιοντίζουσα ακτινοβολία αποτελεί μεγαλύτερο κίνδυνο για την υγεία τους στο μέλλον. Ειδικότερα, σε εξετάσεις καθετηριασμού όπου η διαδικασία είναι πολυπλοκότερη και ίσως χρειαστεί να επαναληφθεί, τα παιδιά, και κυρίως τα νεογνά και τα βρέφη, δέχονται πολύ υψηλές δόσεις ακτινοβολίας.

Τα δοσιμετρικά μεγέθη που χρησιμοποιούνται στην αξονική τομογραφία είναι το CTDI (Computed Tomography Dose Index) και το γινόμενο δόσης-μήκους (Dose Length Product-DLP), το οποίο πολλαπλασιασμένο με έναν συντελεστή, οι οποίοι είναι καθορισμένοι από την International Commission on Radiological Protection (ICRP) και εξαρτώνται από την ηλικία του ασθενή και την εξέταση στην οποία υποβάλλεται, προκύπτει η ενεργός δόση. Όσο αφορά το αιμοδυναμικό εργαστήριο, το γινόμενο δόσης-επιφάνειας (Dose Area Product-DAP) είναι το μέγεθος που μας δίνει την ενεργό δόση, πολλαπλασιάζοντάς το με έναν συντελεστή (ICRP) που είναι ανάλογος με την ηλικία και την εξέταση. Η ενεργός δόση είναι δηλαδή εκείνο το μέγεθος που χρησιμοποιείται προκειμένου να συγκρίνει δόση ακτινοβολίας από διάφορες πηγές ακτινοβολίας.

Σκοπός της εργασίας αυτής επομένως είναι ο υπολογισμός της ενεργού δόσης των παιδιατρικών ασθενών ανά ηλικιακή ομάδα και η σύγκριση της με άλλες αντίστοιχες μελέτες που έχουν γίνει (Γερμανία, Αγγλία, Ελβετία, Αμερική), έτσι ώστε να δούμε σε τι επίπεδα βρίσκεται το Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο. Παράλληλα, στα πλαίσια αυτά, γίνεται μέσω της ενεργού δόσης μία ποσοστιαία εκτίμηση της πρόκλησης καρκινογένεσης λόγω της ακτινοβολίας (καρκινικό ρίσκο), από την οποία προέκυψε ένα ποσοστό 0.03% για αξονικές τομογραφίες εγκεφάλου, 0.02% για αξονικές τομογραφίες θώρακα, ενώ ένα ποσοστό 0.1% για εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας με καθετηριασμό.

Το γενικό συμπέρασμα που προκύπτει από την μελέτη είναι πως η μέση τιμή της ενεργού δόσης είναι πολύ χαμηλότερη από άλλες που έχουν γίνει εκτός από τις αξονικές τομογραφίες του εγκεφάλου σε παιδιά ηλικία 5-10 ετών όπου η μέση

τιμή του DLP είναι περίπου 50% πιο πάνω. Όσο αφορά το αιμοδυναμικό εργαστήριο η ενεργός δόση που δέχονται οι ασθενείς από εξετάσεις μεσοκολπική επικοινωνίας, είτε για θεραπευτικό είτε για διαγνωστικό σκοπό, είναι 4 φορές χαμηλότερες για παιδιά ηλικίας 5-10 ετών ενώ σχεδόν 7 χαμηλότερες για παιδιατρικούς ασθενείς ηλικίας 10-15 ετών.



# Σύνοψη

## Α)Γενικό μέρος

### Κεφάλαιο 1: Ιοντίζουσες ακτινοβολίες-Ακτίνες Χ

Ιστορικά στοιχεία για την προέλευση των ακτίνων Χ. Ορισμός των ιοντίζουσων ακτινοβολιών και μηχανισμοί αλληλεπίδρασής τους με την ύλη. Μηχανισμός παραγωγής ακτίνων Χ και εφαρμογές τους στην ιατρική.

### Κεφάλαιο 2 : Δοσιμετρικά μεγέθη

Ορισμός δοσιμετρικών μεγεθών που χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση της απορροφούμενης δόσης στην ύλη ή σε έναν βιολογικό ιστό. Δοσιμετρικά μεγέθη στην αξονική τομογραφία. Ορισμός του CTDI (Computed Tomography Dose Index), του γινομένου δόσης-μήκους (DLP-Dose Length Product) και της ενεργού δόσης (effective dose).

### Κεφάλαιο 3 : Επεμβατική καρδιολογία

Περιγραφή του αγγειογράφου ως βασικό μέγεθος απεικόνισης της επεμβατικής καρδιολογίας. Δοσιμετρικά μεγέθη επεμβατικής καρδιολογίας. Ορισμός του KAP (Kerma Area Product), του χρόνου ακτινοσκόπησης και της δόσης επιφάνειας εισόδου (Entrance Surface Dose-ESD).Ενεργός δόση στην επεμβατική καρδιολογία. Ασθενείς με μεσοκοιλιακή επικοινωνία και σύγκλιση αυτής με ομπρέλα.

### Κεφάλαιο 4: Καρκινικό ρίσκο (Lifitime Risk)

Πιθανότητα πρόκλησης καρκινογένεσης σε παιδιά. Αιτίες για τις οποίες τα παιδιά είναι πιο ευαίσθητα στην εκθέση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία.

## Β)Ειδικό μέρος

### Κεφάλαιο 1 : Σκοπός

Σκοπός και σημαντικότητα της εργασίας.

### Κεφάλαιο 2: Υλικά και μεθοδολογία

Παρουσίαση των υλικών και της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε προκειμένου να διεξαχθεί η στατιστική αυτή μελέτη. Περιγραφή του τρόπου επεξεργασίας των αποτελεσμάτων και του υπολογισμού της ενεργού δόσης.

### **Κεφάλαιο 3: Ανάλυση αποτελεσμάτων**

Αναλυτικοί πίνακες και διαγράμματα των δοσιμετρικών μεγεθών στην αξονική τομογραφία και στην επεμβατική καρδιολογία. Ιστογράμματα για την σύγκριση των αποτελεσμάτων με αντίστοιχες μελέτες που έχουν γίνει στην Αγγλία, στην Γερμανία, στην Ελβετία και στην Αμερική. Υπολογισμός της πιθανότητας πρόκλησης καρκίνου από έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία.

### **Κεφάλαιο 4: Συμπεράσματα**

Συμπεράσματα από την ανάλυση των αποτελεσμάτων για τα επίπεδα δόσης στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο σε σχέση με αντίστοιχες μελέτες.

## **ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α**

## **ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

# Summary

## A)General Part

### Chapter 1: Ionizing Radiation- X Rays

Historical data on the origin of X-Rays. Definition of ionizing radiation and mechanisms for their interaction with matter. X-Ray generating mechanism and their applications in medicine.

### Chapter 2 : Dosimetric sizes

Definition of dosing sizes used to estimate the absorbed dose in matter or in a biological tissue. Dosimetric measurements in CT. Definition of the CTD (Computed Tomography Dose Index), the DLP-Dose Length Product and the effective dose

### Chapter 3 : Interventional Cardiology-IC

Description of the angiography as the basic imaging dimension of interventional cardiology. Dosimetric sizes of interventional cardiology. Definition of Kerma Area Product (KAP), fluoroscopy time (FT) and Entrance Surface Dose (ESD). Active dose in interventional cardiology. Patients with Atrial Septal Defect (ASD) and closure with umbrella.

### Chapter 4: Lifetime Risk

Chances of causing carcinogenicity in children. Causes for which children are more sensitive to exposure to ionizing radiation.

## B)Special part

### Chapter 1 : Aim of the study

The purpose and importance of work.

### Chapter 2: Materials and Methodology

Presentation of the materials and methodology used to conduct this statistical study. Description of how the results are processed and the effective dose is calculated.

### **Chapter 3: Results**

Analytical tables and diagrams of dosimetric measurements in CT and interventional cardiology. Histograms for comparison of results with corresponding studies in England, Germany, Switzerland and America. Calculation of the likelihood of cancer due to exposure to ionizing radiation.

### **Chapter 4: Conclusions**

Conclusions from the analysis of the results for dose levels at Onassis Cardiac Surgical Center in relation to corresponding studies

### **APPENDIX A**

### **REFERENCES**



## A. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

### 1. Ιοντίζουσες ακτινοβολίες-Ακτίνες X

#### 1.1 ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

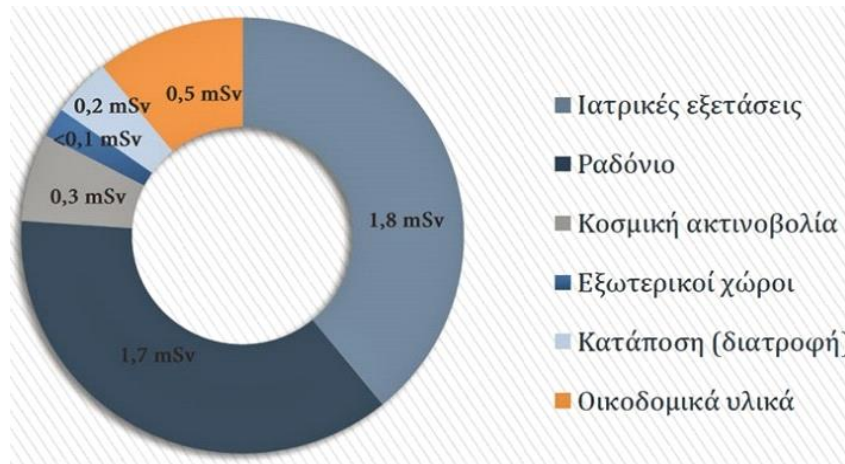
Ακτινοβολία, γενικά, καλείται η διάδοση οποιασδήποτε μορφής ενέργειας. Στην περίπτωση των ραδιενεργών πυρήνων η ενέργεια που εκπέμπεται έχει τη μορφή υπο-ατομικών σωματιδίων ή φωτονίων με ενέργεια ικανή να προκαλέσει ιονισμό στην ύλη και για αυτό καλείται και ιονίζουσα ακτινοβολία(ή ιονίζουσα ακτινοβολία). Είναι δηλαδή η ακτινοβολία που μεταφέρει τόση ενέργεια ώστε να απομακρύνει από το άτομο ή το μόριο ένα ή περισσότερα ηλεκτρόνια. Η ιονίζουσα ακτινοβολία αποτελείται είτε από φορτισμένα σωματίδια (πρωτόνια και ηλεκτρόνια) είτε από ουδέτερα κβάντα ενέργειας (φωτόνια και νετρίνα). Είναι ηλεκτρομαγνητικά κύματα με καθαρή ενέργεια και καθόλου βάρους. Η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας αυτής με την ύλη προκαλεί ιονισμό των ατόμων.

Κατά τον ιονισμό ενός ατόμου, απομακρύνονται ένα ή περισσότερα ηλεκτρόνια από τις ηλεκτρονικές ατομικές στοιβάδες, με αποτέλεσμα την εμφάνιση θετικού φορτίου. Την θέση του απομακρυσμένου ηλεκτρονίου την καταλαμβάνει ένα ηλεκτρόνιο μιας ανώτερης στοιβάδας, με αποτέλεσμα την εκπομπή ακτινοβολίας. Η ακτινοβολία αυτή επειδή διαφέρει από άτομο σε άτομο και είναι χαρακτηριστική του είδους του ατόμου ονομάζεται χαρακτηριστική ακτινοβολία. Δηλαδή ανιχνεύοντας την ακτινοβολία αυτή μπορούμε να προσδιορίσουμε το είδος του ατόμου που την εξέπεμψε.

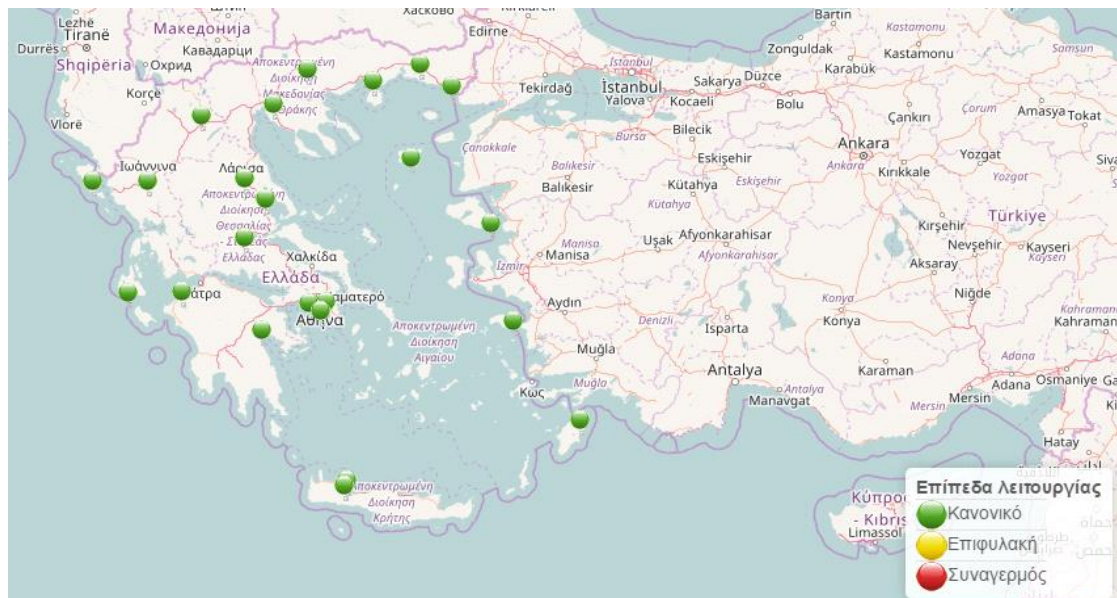
Οι ακτίνες  $\gamma$ , οι ακτίνες X, και το υψηλότερο υπεριώδες τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος είναι ιονίζουσα ακτινοβολία, ενώ το κατώτερο υπεριώδες τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος, και επίσης το ορατό φως, το υπέρυθρο, οι φούρνοι μικροκυμάτων και τα ραδιοκύματα θεωρούνται όλα μη ιονίζουσα ακτινοβολία.

Οι πιο συνηθισμένες μορφές ιοντίζουσας ακτινοβολίας είναι τα σωματίδια άλφα και βήτα ή η ακτινοβολία γάμμα που εκπέμπονται από τους ασταθείς πυρήνες ατόμων, καθώς και οι ακτίνες X, που χρησιμοποιούνται ευρέως στην Ιατρική.

Οι ιατρικές εξετάσεις αποτελούν το μεγαλύτερο ποσοστό συνεισφοράς ιοντίζουσας ακτινοβολίας, σε έναν κοινό άνθρωπο ο οποίος δεν εργάζεται σε ραδιενεργό περιβάλλον, με μέση ετήσια δόση 1.8 mSv. Όσο αφορά τα γενικά επίπεδα ραδιενέργειας στην Ελλάδα, από διάφορες πηγές ακτινοβολίας, βρίσκονται μέσα στα πλαίσια της “επιτρεπτής” δόσης.



Εικόνα 1: Συνεισφορά των διαφόρων πηγών ακτινοβολίας στη μέση ετήσια δόση ενός κοινού ανθρώπου<sup>[1]</sup>



Εικόνα 2 : Επίπεδα Ραδιενέργειας στην Ελλάδα<sup>[2]</sup>

Λέγοντας ακτίνες X , εννοούμε την εκπομπή φωτονίων υψηλής ενέργειας με τεχνητό τρόπο (με ειδικά κατασκευασμένα μηχανήματα). Επειδή τα φωτόνια χρησιμοποιούνται ευρέως στις ραδιογραφίες, δεν είναι πάντα εφικτό ή επιθυμητό να χρησιμοποιούνται ραδιενεργοί πυρήνες που κατά τη διάσπασή τους εκπέμπουν φωτόνια. Θα ήταν επωφελές να είχε βρεθεί ένας τρόπος να παράγουμε δέσμες φωτονίων με κατάλληλα χαρακτηριστικά (ενέργεια, ποσότητα, μέγεθος και σχήμα), ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν άμεσα για ραδιογραφικούς σκοπούς. Το 1895 ο Γερμανός φυσικός Wilhelm Röntgen ανακάλυψε τις ακτίνες X, οι οποίες χρησιμοποιούνται σήμερα στην διαγνωστική και επεμβατική ακτινολογία. Οι ακτίνες X είναι ηλεκτρομαγνητικά κύματα με μήκη κύματος μεταξύ 0.01nm και 10nm, δηλαδή περίπου  $10^4$  φορές μικρότερο από το μήκος κύματος της ορατής ακτινοβολίας. Αυτό το τμήμα του

ηλεκτρομαγνητικού φάσματος βρίσκεται μεταξύ της υπεριώδους ακτινοβολίας και της ακτινοβολίας γάμμα.



Εικόνα 3: Η πρώτη ακτινογραφία το 1896 που απεικονίζει το χέρι της γυναίκας του Wilhelm Röntgen<sup>[3]</sup>

Η διέλευση ακτίνων X από ένα αντικείμενο πάχους  $x$ , έχει ως αποτέλεσμα ένα ποσοστό της να αλληλεπιδράσει με το υλικό και ένα ποσοστό της να διαπεράσει και να ξεφύγει. Το ποσοστό της εξερχόμενης δέσμης περιγράφεται από το νόμο εξασθένησης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

όπου:  $I$ , η ένταση της εξερχόμενης δέσμης

$I_0$ , η ένταση της της εισερχόμενης δέσμης

$\mu$ , ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης της δέσμης ο οποίος εξαρτάται από την πυκνότητα και τη σύσταση του υλικού που την απορροφά καθώς και από την ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας

$x$ , το πάχος του υλικού

Για να ισχύει η παραπάνω σχέση πρέπει η εισερχόμενη δέσμη να είναι μονοενεργειακή, να εκτείνεται σε μικρή στερεά γωνία και ο απορροφητής να είναι μικρού πάχους. Η απεικόνιση ενός οργάνου ή ενός ιστού εξαρτάται από το συντελεστή εξασθένησης, δηλαδή από το πόσο μεγάλο ατομικό αριθμό έχει το στοιχείο το οποίο ακτινοβολείται. Υψηλές τιμές του συντελεστή μας δίνει εικόνες των οστών ( λευκό ), ενώ οι χαμηλές τιμές μας δίνουν την εικόνα των μαλακών ιστών ( μαύρο ).

Οι ακτίνες X απορροφώνται ή σκεδάζονται από τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος και ο βαθμός της απορρόφησης εξαρτάται κυρίως από την ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας αλλά και από την πυκνότητα και από τον ατομικό αριθμό των βιολογικών ιστών. Οι κύριοι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης των φωτονίων με την ύλη είναι η σύμφωνη σκέδαση (σκέδαση Reyleigh), το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φαινόμενο Compton και η δίδυμη γένεση [Παράρτημα A]. Όσον αφορά την ακτινολογία, όπου το εύρος



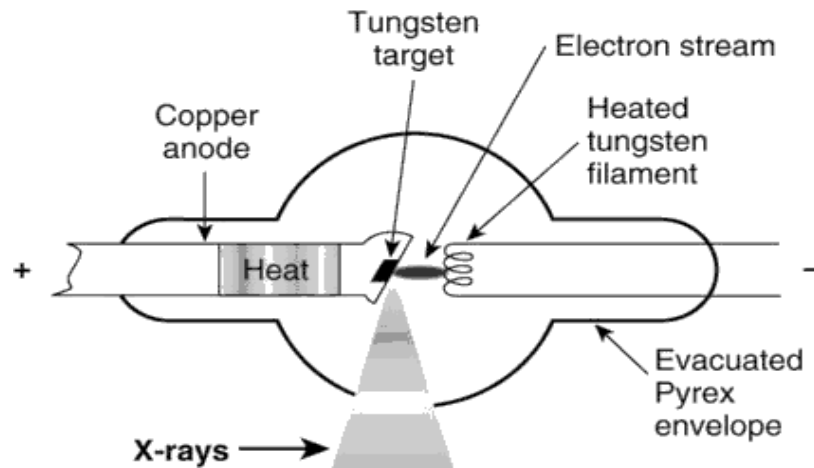
ακτινοδιαγνωστικών ενεργειών είναι 10-150 keV<sup>[3]</sup>, η απορρόφηση των ακτίνων X οφείλεται κυρίως στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ενώ η σκέδασή τους στο φαινόμενο Compton. Η πιθανότητα απορρόφησης ακτίνων X με βάση το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι μεγαλύτερη για φωτόνια χαμηλής ενέργειας και για βιολογικούς ιστούς των οποίων ο ατομικός αριθμός είναι μεγάλος. Η πιθανότητα σκέδασης Compton αυξάνεται σε υψηλές ενέργειες και εξαρτάται μόνο από την πυκνότητα των ιστών. Οι δύο τρόποι αλληλεπίδρασης διαφέρουν ως προς το ποσοστό ακτινοβολίας που δέχονται οι ασθενείς και ως προς την τελική εικόνα. Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο δίνει πολύ καλές εικόνες στη διαγνωστική ακτινολογία καθώς δίνει τη δυνατότητα διάκρισης των μαλακών ιστών και των οστών, όμως αυτό έχει ως αποτέλεσμα οι ασθενείς να δέχονται μεγάλες δόσεις ακτινοβολίας. Οι βιολογικές αυτές επιπτώσεις μπορούν να ελαχιστοποιηθούν αν χρησιμοποιηθεί δέσμη ακτίνων X της μεγαλύτερης επιτρεπτής ενέργειας υπό περιορισμούς που θέτει η ποιότητα της κάθε ακτινογραφίας. Στις υψηλές ενέργειες που επικρατεί η αλληλεπίδραση τύπου Compton, η οποία είναι υπεύθυνη για όλη σχεδόν την σκεδαζόμενη ακτινοβολία, έχει σαν αποτέλεσμα την προσθήκη θορύβου στην τελική εικόνα, δηλαδή την δυσκολία διάκρισης των γειτονικών βιολογικών ιστών.

## 1.2 Μηχανισμός παραγωγής ακτίνων X

Οι ακτίνες X παράγονται όταν ταχέως κινούμενα ηλεκτρόνια, που έχουν επιταχυνθεί από μεγάλες διαφορές δυναμικού μερικών χιλιάδων volt, πέφτουν πάνω σε σταθερό μεταλλικό στόχο. Τα ταχέως ηλεκτρόνια μπορούν να αλληλεπιδράσουν είτε με τα ηλεκτρικά πεδία (ακτινοβολία πέδησης, φωτόνια με ενέργεια από 0 έως την υψηλή τάση της λυχνίας σε keV) είτε με τα περιφερειακά ηλεκτρόνια των ατόμων του υλικού της ανόδου (χαρακτηριστική ακτινοβολία, φωτόνια με συγκεκριμένες ενέργειες χαρακτηριστικές του υλικού της ανόδου). Στα ακτινογραφικά συστήματα το υλικό της ανόδου είναι συνήθως το βολφράμιο. Από τη συνολική ενέργεια που διαθέτουν τα ηλεκτρόνια, μόνο ένα ποσοστό περίπου 1% χρησιμοποιείται για την παραγωγή ακτίνων X. Το υπόλοιπο χάνεται υπό μορφή θερμότητας. Η ροή των ηλεκτρονίων (πυκνότητα ρεύματος) που εκπέμπεται από την κάθοδο, είναι ανάλογη της θερμοκρασίας του υλικού αυτού και δίνεται από τη σχέση

$$j = AT^2 e^{-\Phi/kT}$$

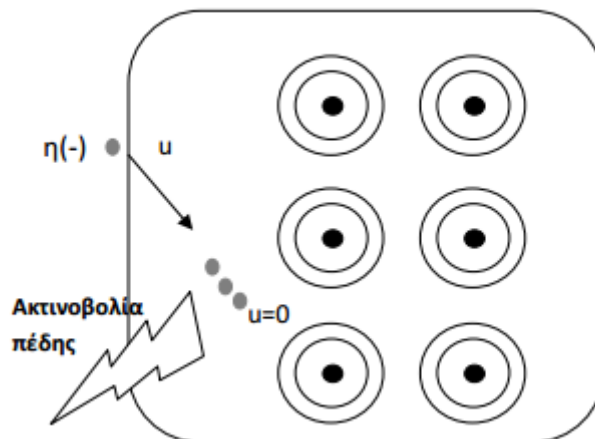
όπου A σταθερά και Φ το έργο εξόδου του υλικού. Ανάλογα με τις ανάγκες της κάθε εφαρμογής, η κάθοδος μπορεί να είναι σταθερή ή περιστρεφόμενη. Στην ακτινοδιαγνωστική, η άνοδος της λυχνίας είναι περιστρεφόμενη για να μην υπερθερμαίνεται. Οι ακτίνες X, παράγονται μέσα σε γυάλινο σωλήνα υπό συνθήκες υψηλού κενού (πίεση 10<sup>-7</sup> atm ή μικρότερη), που περιλαμβάνει ηλεκτρόδιο (άνοδος) υψηλού δυναμικού από μέταλλο (στόχος), για παράδειγμα χαλκό, και ηλεκτρόδιο παραγωγής ηλεκτρονίων χαμηλού δυναμικού (κάθοδος).



Εικόνα 4 : Λυχνία παραγωγής ακτίνων X, σωλήνας Coolidge<sup>[4]</sup>

### 1.2.1 Χαρακτηριστικό φάσμα

Η διαδικασία παραγωγής της δέσμης ακτίνων X οφείλεται σε δύο διαφορετικούς μηχανισμούς, στην ακτινοβολία πέδησης και στην παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας. Η εκπομπή ακτινοβολίας πέδησης συνίσταται όταν, ηλεκτρόνια προερχόμενα από την θερμαινόμενη κάθοδο, επιταχύνονται λόγω διαφοράς δυναμικού αλλά στη συνέχεια επιβραδύνονται ή ακινητοποιούνται από τον στόχο με αποτέλεσμα ένα μέρος ή και όλη η ενέργειά τους να μετατρέπεται απευθείας σε φωτόνια με συνεχές φάσμα συμπεριλαμβανομένων και ακτίνων X.



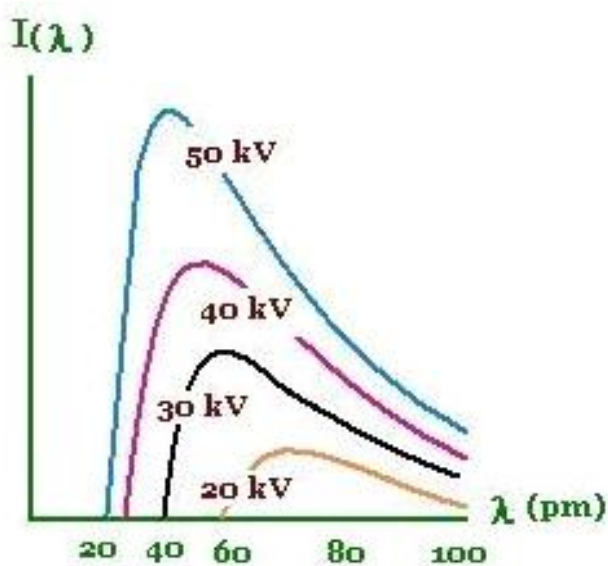
Εικόνα 5 : Τα ηλεκτρόνια εισέρχεται στο υλικό με ταχύτητα  $u$ . Τα άτομα του υλικού του ασκούν δυνάμεις με αποτέλεσμα τη συνεχή μείωση της ταχύτητας ώσπου αυτό σταματά ( $u=0$ ). Η ενέργεια που χάνει το ηλεκτρόνιο κατά τη διάρκεια της επιβράδυνσης εκπέμπεται υπό τη μορφή ακτινοβολίας πέδησης.

Η ηλεκτρομαγνητική ενέργεια του εκπεμπόμενου φωτονίου μπορεί να έχει οποιαδήποτε ενέργεια που κυμαίνεται από μηδέν έως και τη μέγιστη κινητική

ενέργεια των βομβαρδισμένων ηλεκτρονίων. Η ενέργεια αυτή εξαρτάται από το πόσο κοντά στον πυρήνα θα φτάσει το ηλεκτρόνιο, αφού η ελκτική δύναμη Coulomb αυξάνει αντιστρόφως ανάλογα με το τετράγωνο της απόστασης των φορτίων σύμφωνα με το νόμο του Coulomb :

$$|F| = k_c \frac{|q_1||q_2|}{r^2}$$

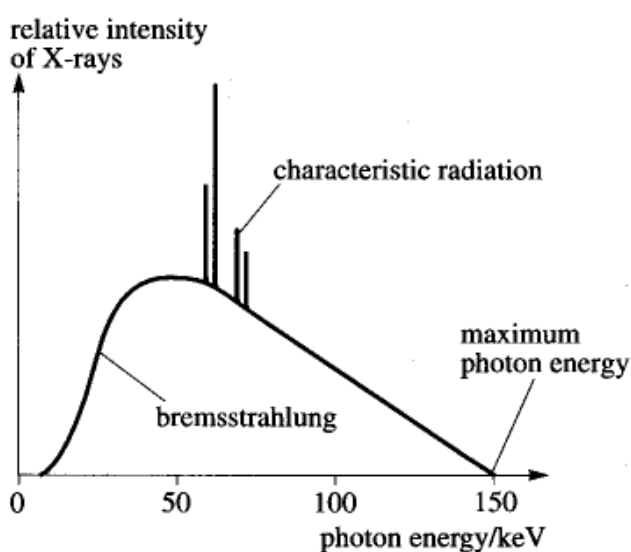
όπου  $|F|$  το μέτρο της ελκτικής δύναμης,  $q_1$  και  $q_2$  τα ηλεκτρικά φορτία των σωμάτων 1 και 2 αντίστοιχα,  $r$  η απόσταση μεταξύ των δύο σωμάτων και  $k_c = 1/4\pi\epsilon_0 \approx 8,988 \cdot 10^9 \text{ N}\cdot\text{m}^2\cdot\text{C}^{-2}$  η ηλεκτροστατική σταθερά Coulomb. Ακόμη η ένταση της ακτινοβολίας πέδησης είναι ανάλογη με το τετράγωνο του ατομικού αριθμού του στόχου ( $Z$ ), του φορτίου των σωματίων δέσμης ( $q$ ), και αντιστρόφως ανάλογη με τη μάζα του σωματιδίου με το οποίο βομβαρδίζεται ο στόχος ( $m$ ). Επομένως, βομβαρδίζοντας ένα στόχο ο οποίος έχει υψηλό ατομικό αριθμό, με ελαφρά σωματίδια όπως τα ηλεκτρόνια ή τα ποζιτρόνια παρατηρείται πιο έντονα το φαινόμενο σε αντίθεση με το βομβαρδισμό από βαριά σωματίδια όπως τα νετρόνια ή τα σωματίδια άλφα.



Εικόνα 6 : Συνεχές φάσμα ακτίνων X για διάφορες τιμές της τάσης ανόδου-καθόδου. Όσο αυξάνεται η τάση τόσο αυξάνεται η μέγιστη συχνότητα και η ένταση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας.<sup>[5]</sup>

Άλλα ηλεκτρόνια μεταφέρουν μέρος ή το σύνολο της ενέργειάς τους σε μεμονωμένα άτομα του στόχου. Τα ηλεκτρόνια των ατόμων αυτών πλέον μεταπίπτουν σε διεγερμένες καταστάσεις και αποδιεγείρονται προς τη θεμελιώδη κατάσταση, εκπέμπουν φωτόνια. Αν η διαδικασία γίνεται με τρόπο

που συμμετέχουν εσωτερικά ηλεκτρόνια του ατόμου εκπέμπονται ακτίνες X με μήκος κύματος χαρακτηριστικό των ατόμων του στόχου. Η διεργασία αυτή οδηγεί στην εκπομπή του χαρακτηριστικού φάσματος ακτίνων X του στοιχείου του στόχου. Οι ενέργειες των εκπεμπόμενων φωτονίων είναι διακριτές και ίσες με την ενεργειακή διαφορά των στοιβάδων, ανάμεσα στις οποίες πραγματοποιείται η μετάβαση και έτσι το ενεργειακό φάσμα της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας είναι γραμμικό, ενώ στο φάσμα της ακτινοβολίας πέδησης εμφανίζεται με τη μορφή αιχμηρών κορυφών.



Εικόνα 7 : Γραμμικό χαρακτηριστικό φάσμα ακτίνων X<sup>[6]</sup>



## 2. Δοσιμετρικά Μεγέθη

### 2.1 Γενικά Στοιχεία

Για τον καθορισμό της επίδρασης της ακτινοβολίας στην ύλη αλλά και στους ιστούς, έχουν οριστεί συγκεκριμένα μεγέθη τα οποία βοηθούν στον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης.

Οι κλάδοι της Ιατρικής Φυσικής που χρησιμοποιούν ιοντίζουσα ακτινοβολία, όπως η Ακτινοδιάγνωση, η Ακτινοθεραπεία και η Ακτινοπροστασία δεν θα μπορούσαν να αναπτυχθούν χωρίς την καθημερινή χρήση αυτών των εργαλείων. Κάποια από τα χρήσιμα αυτά δοσιμετρικά μεγέθη είναι η ισοδύναμη δόση, η ενεργός δόση, η απορροφούμενη δόση και το KERMA.

#### 2.1.1 Μεγέθη και μονάδες δοσιμετρίας

Οι μονάδες δοσιμετρίας αποτελούν μέτρηση της ποσότητας ιονισμού που προκαλείται ή του ποσού της ενέργειας που εναποτίθεται στην ύλη. Οι βασικές μονάδες δοσιμετρίας είναι:

- Ροή σωματιδίων

Ως ροή σωματιδίων χαρακτηρίζεται ο αριθμός σωματιδίων ανά μονάδα επιφάνειας σε κάποιο σημείο και έχει μονάδα μέτρησης το  $m^{-2}$ .

- KERMA (*Kinetic Energy Released per unit Mass*)

KERMA είναι η ποσότητα ενέργειας που μεταφέρεται από μία δέσμη ακτίνων X στα φορτισμένα σωματίδια ανά μονάδα μάζας στο μέσο που χρησιμοποιείται και έχει μονάδα μέτρησης το Gray (Gy) = J/kg

- Απορροφούμενη δόση ( Absorbed Dose, D )

Η απορροφούμενη δόση περιγράφει την ενέργεια που εναποτίθεται στην μονάδα μάζας της ύλης. Εξαρτάται μόνο από την ενέργεια που απορρόφησε το υλικό, δηλαδή δεν μπορεί να διακρίνει το είδος της ακτινοβολίας, και έχει ως μονάδα μέτρησης το Gray (Gy) ενώ στην Ακτινολογία συνήθως χρησιμοποιείται το mGy ( $= 10^{-3}Gy$ ).

- Ισοδύναμη δόση ( Equivalent Dose, H<sub>T</sub> )

Για να αποτιμηθεί η βιολογική βλάβη σε έναν ιστό πρέπει να είναι γνωστό το είδος της ακτινοβολίας( πχ φωτόνια, νετρόνια, σωματίδια α , κλπ.). Για τον λόγο αυτό ορίστηκε μία νέα ποσότητα για την επίδραση της ακτινοβολίας στους βιολογικούς οργανισμούς, η ισοδύναμη δόση. Είναι η απορροφούμενη δόση, σε ένα όργανο ή σε ένα ιστό, πολλαπλασιασμένη με έναν παράγοντα βάρους,  $w_R$  , σύμφωνα με την βιολογική επίδραση της ακτινοβολίας. Η σχέση που μας δίνει την ισοδύναμη δόση είναι :

$$H_T = w_R \cdot D_T$$

όπου  $w_R$  ο ποιοτικός παράγοντας επίδρασης των διαφόρων τύπων ιοντίζουσων ακτινοβολιών πάνω στον βιολογικό ιστό.

Radiation weighting factors*	
Type and energy range	$w_R$
Photons, all energies	1
Electrons and muons, all energies	1
Neutrons, energy <10 keV	5
10 keV–100 keV	10
>100 keV–2 MeV	20
>2 MeV–20 MeV	10
>20 MeV	5
Protons, other than recoil, energy >2 MeV	5
Alpha particles, fission fragments, heavy nuclei	20

Πίνακας 1: Συντελεστές στάθμισης ακτινοβολίας,  $w_R$  [7]

Μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης είναι το Sievert (  $Sv = 1 J/kg$  ), όμως για μικρές δόσεις που χρησιμοποιούνται στην Διαγνωστική Ακτινολογία είναι το mSv (  $= 10^{-3}Sv$  ) και το  $\mu Sv$  (  $= 10^{-6}Sv$  ).

- Ενεργός δόση ( Effective Dose ,  $E_{eff}$ )

Η ενεργός δόση εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας αλλά και το είδος του ιστού που ακτινοβολείται. Όπως ορίστηκε από τον ICRP 60 (ICRP 1991) είναι το άθροισμα των γινομένων της ισοδύναμης δόσης ( $H_T$ ) σε κάθε όργανο ή ιστό που ακτινοβολείται, επί τον συντελεστή βαρύτητας που του αντιστοιχεί ( $w_T$ ) και εκφράζεται από τη σχέση :

$$E_{eff} = H_T \cdot w_T = D \cdot w_R \cdot w_T = \sum_T w_T \cdot H_T$$

Η ενεργός δόση έχει μονάδες μέτρησης το Sv ή το υποπολλαπλάσιό του, που χρησιμοποιείται κυρίως στην Ιατρική Φυσική-Ακτινοφυσική, το mSv.

## 2.2 Δοσιμετρικά μεγέθη αξονικής τομογραφίας

Για την εκτίμηση του κινδύνου του κάθε ασθενή από την έκθεσή του σε ιοντίζουσα ακτινοβολία κατά τη διάρκεια μιας αξονικής τομογραφίας, χρησιμοποιούνται δύο βασικά δοσιμετρικά μεγέθη, το CTDI (Computed Tomography Dose Index), το οποίο είναι ένα μέτρο της τοπικής δόσης, και το DLP (Dose-Length Product), που αντιπροσωπεύει το ολοκλήρωμα της έκθεσης στην ακτινοβολία από την εκάστοτε εξέταση. Οι τιμές αυτών των μεγεθών είναι προκαθορισμένες και εμφανίζονται πριν την εξέταση, με βάση κάποιο πρωτόκολλο. Τη σύνδεση των μεγεθών αυτών που προκύπτουν από τον αξονικό τομογράφο με οποιαδήποτε άλλη μορφή ακτινοβολίας μπορεί να την κάνει η ενεργός δόση (Effective Dose).

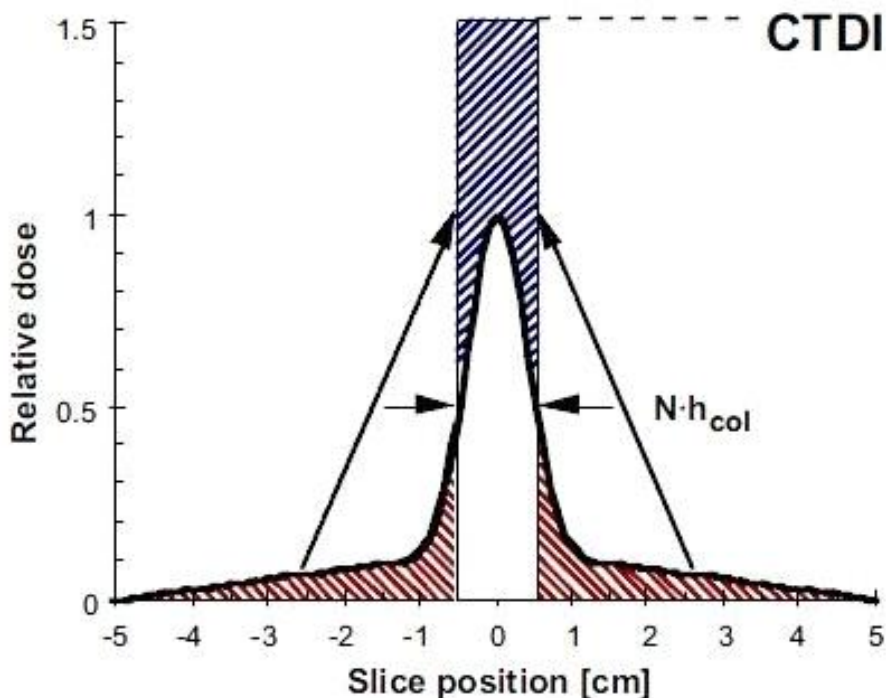
### 2.2.1 CTDI (Computed Tomography Dose Index)

Το CTDI είναι το θεμελιώδες μέγεθος της περιγραφής της δόσης του αξονικού τομογράφου. Η τιμή του προέρχεται από την κατανομή της δόσης κατά μήκος μίας γραμμής η οποία είναι παράλληλη προς τον άξονα περιστροφής του τομογράφου (z άξονας) και καταγράφεται μόνο για μία περιστροφή της πηγής ακτίνας X.

***Το 1981, δόθηκε ο ορισμός του CTDI (Computed Tomography Dose Index) ως το ισοδύναμο της τιμής δόσης μέσα στα όρια της ακτινοβοληθείσας τομής που θα προέκυπτε αν το προφίλ της απορροφούμενης δόσης ήταν εντελώς εντοπισμένο σε ένα ορθογώνιο προφίλ με πλάτος ίσο με το ονομαστικό πλάτος της δέσμης  $N \cdot h$ , όπου  $N$  ο αριθμός των ανεξάρτητων (μη επικαλυπτόμενων) τομών και  $h$  το πλάτος τους.<sup>[6]</sup>***

Ως εκ τούτου, όλες οι συνεισφορές της δόσης που βρίσκονται εκτός του ονομαστικού πλάτους (δηλαδή οι περιοχές που βρίσκονται στις “ουρές” του προφίλ της δόσης μίας τομής) προστίθενται στην περιοχή του ορθογώνιου προφίλ.





Εικόνα 8 : Απεικόνιση του όρου CTDI ( Computed Tomography Dose Index)<sup>[8]</sup>

Ο αντίστοιχος μαθηματικός ορισμός του CTDI που περιγράφει το άθροισμα όλων των συνεισφορών των απορροφούμενων δόσεων κατά μήκος του άξονα z δίνεται από τη σχέση :

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad [Gy]^{[6]}$$

όπου  $D(z)$  είναι η τιμή της δόσης σε μία δεδομένη θέση, κατά τον άξονα z και  $N \cdot h$  είναι το ονομαστικό πλάτος της δέσμης των συνολικών τομών που χρησιμοποιούνται για την απόκτηση των δεδομένων.

Τα όρια ολοκλήρωσης εκτείνονται μέχρι και το άπειρο γιατί μέχρι εκεί φτάνουν και οι εκθετικές “ουρές” στο προφίλ δόσης . Πρακτικά όμως οι εκθετικές “ουρές” από κάποιο σημείο έχουν μηδενική συνεισφορά. Ένα όριο που είχε τεθεί από τον οργανισμό FDA ( Food and Drug Administration ) των Ηνωμένων Πολιτειών για να τυποποιηθούν οι μετρήσεις του CTDI, είναι τα όρια ολοκλήρωσης να είναι  $\pm 7$  φορές το ονομαστικό πλάτος από το κέντρο της τομής δηλαδή:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-7h}^{+7h} D(z) \cdot dz \quad [Gy]^{[6]}$$

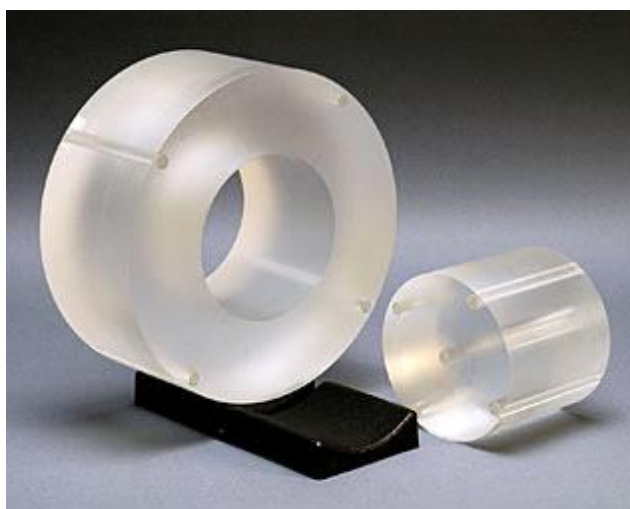
Η τιμή όμως του  $CTDI_{FDA}$  εξαρτάται από το ονομαστικό πλάτος, καθώς με τη μείωση του ονομαστικού πλάτους προβλέπεται μείωση και του  $CTDI_{FDA}$  . Αυτό όμως δεν συνάδει με την πραγματικότητα, αφού παρόλο που μειώνεται το ονομαστικό πλάτος, το μήκος των εκθετικών “ουρών” δεν μεταβάλλεται. Επομένως η τιμή του  $CTDI_{FDA}$  που υπολογίζεται σε αυτές τις περιπτώσεις είναι μικρότερη από την πραγματική, καθώς δεν συυπολογίζεται η συνεισφορά

“ουρών”. Για τον λόγο αυτό ορίστηκε ένα πιο αντιπροσωπευτικό μέγεθος για τον υπολογισμό της πραγματικής δόσης, το CTDI<sub>100</sub>, το οποίο έχει σταθερά όρια ολοκλήρωσης ±50 mm από το κέντρο της τόμης χωρίς να εξαρτάται πλέον από το πλάτος της. Η σχέση πλέον που μας δίνει την κατανομή θα είναι:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-50}^{+50} D(z) \cdot dz \quad [Gy]^{[6]}$$

### 2.2.2 Σταθμισμένο CTDI ( CTDI weighted ) – CTDI<sub>w</sub><sup>[6]</sup>

Το CTDI δίνει αποτελέσματα μόνο για την θεωρούμενη τομή ακτινοβολήσης. Προκειμένου να ληφθούν εκτιμήσεις στα βιολογικά όργανα που βρίσκονται στην περιοχή σάρωσης, η FDA (Food and Drug Administration ) χρησιμοποίησε δύο πρότυπα ομοιώματα δοσιμετρίας, ένα για το κεφάλι και ένα για το σώμα. Τα ομοιώματα αυτά έχουν τη μορφή κυλίνδρου με μήκος 14 εκατοστά και είναι παρασκευασμένα από πολυμεθυλμεθακρυλικό (PPMA). Ένας θάλαμος ιονισμού (ionization chamber) βρίσκεται μέσα στο ομοίωμα, ουσιαστικά είναι δοσίμετρα, τα οποία μετρούν την απορροφούμενη δόση. Το υλικό αυτό είναι ένα έντονα διαφανές θερμοπλαστικό πολυμερές και λόγω της σκληρότητας και της αντοχής του στην υπεριώδη ακτινοβολία είναι κατάλληλο για ιατρικές εφαρμογές. Το ομοίωμα που αντιπροσωπεύει το κεφάλι ενός ενήλικα έχει διάμετρο 16 εκατοστά ενώ αυτό που αντιπροσωπεύει το σώμα ένας ενήλικα έχει διάμετρο 32 εκατοστά. Οι μετρήσεις της δόσης που απορροφάται γίνονται περιφερειακά αλλά και στο κέντρο του κυλίνδρου. Επίσης, το ομοίωμα διαμέτρου 16 εκατοστών χρησιμοποιείται για αξιολόγηση των δόσεων σε παιδιατρικές εξετάσεις.



Εικόνα 9 : Κυλινδρικό πρότυπο ομοίωμα CT δοσιμετρίας (16 και 32 εκατοστών ) από πολυμεθυλμεθακρυλικό (PMMA)<sup>[9]</sup>



Εικόνα 10 : Ο εξοπλισμός που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του  $CTDI_{100}$ , το integration ηλεκτρόμετρο, ο θάλαμος ιονισμού μήκους 100 εκατοστών και τα ομοιώματα 16 και 32 εκατοστών<sup>[10]</sup>

Σύμφωνα με το πρότυπο 60601-2-44 της Διεθνούς Ηλεκτροτεχνικής Επιτροπής ( International Electrotechnical Commission – IEC ), ένα διεθνές πρότυπο ασφαλείας του αξονικού τομογράφου, για τον ορισμό του  $CTDI_w$  πρέπει να χρησιμοποιείται το  $CTDI_{100}$  και να εκφράζεται σε όρους air Kerma της τομής<sup>[8]</sup>.  $K_{air}$  είναι ο ιονισμός που προκαλεί στον αέρα η ακτινοβολία X, σε περιοχή με πλάτος ίση με το πλάτος της τομής. Αν είναι γνωστό το  $K_{air}$  σε μία συγκεκριμένη περιοχή ενός μαλακού ιστού, τότε η απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας X του ιστού σε μονάδες SI είναι ίση με το  $K_{air}$ , δηλαδή ο συντελεστής μετατροπής είναι 1 Gy. Ως εκ τούτου, το  $CTDI_w$  είναι ένας συνδυασμός των τιμών του  $CTDI_{100}$  για το κέντρο και για την περιφέρεια του ομοιώματος. Ο σταθμισμένος παράγοντας για το κέντρο είναι 1/3 ενώ για την περιφέρεια είναι 2/3, δηλαδή :

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p} \text{ [6]}$$

Στον τομέα της Διαγνωστικής Ακτινολογίας χρησιμοποιείται κυρίως ο όρος  $CTDI_w$  αφού πλεονεκτεί στο γεγονός ότι τα αποτελέσματα των οργάνων που βρίσκονται μεταξύ κέντρου και περιφέρειας είναι πιο αντιπροσωπευτικά.

### 2.2.3 CTDI<sub>vol</sub> [6]

Όλες οι μετρήσεις του CTDI που γίνονται με τον θάλαμο ιονισμού εκτελούνται πάνω σε στάσιμη εξεταστική τράπεζα. Προκειμένου όμως το πρωτόκολλο της δόσης να είναι πιο αντιπροσωπευτικό, θα πρέπει να ληφθούν υπόψη τυχόν κενά ή επικαλύψεις του προφίλ της δόσης ακτινοβολίας από τις διαδοχικές περιστροφές της πηγής ακτίνων X. Για το σκοπό αυτό ορίστηκε το μέγεθος CTDI<sub>vol</sub> (IEC 2001) το οποίο υπολογίζεται για διάφορες τιμές του pitch. Στον αξονικό τομογράφο, η αναλογία μεταξύ της ταχύτητας της εξεταστικής τράπεζας (η απόσταση που έχει διανύσει σε μία περιστροφή – table feed- TF) και του ονομαστικού πλάτους της τομής, αναφέρεται με τον όρο pitch, δηλαδή

$$pitch = \frac{TF}{N \cdot h} = \frac{\text{ταχύτητα κρεβατιού}}{\text{πάχος τομής}}$$

Η μαθηματική σχέση που εκφράζει την ποσότητα CTDI<sub>vol</sub> είναι :

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

Αντιπροσωπεύει δηλαδή, τη μέση δόση στον ακτινοβολούμενο όγκο σύμφωνα με το πρωτόκολλο που ορίζει το πρότυπο ομοίωμα. Είναι η πρότυπη δόση όπως έχει μετρηθεί από τον θάλαμο ιονισμού και όχι η εξατομικευμένη δόση του ασθενή. Σύμφωνα με το πρότυπο 60601-2-44 της IEC η τιμή αυτή πρέπει να εμφανίζεται στην κονσόλα χειρισμού του αξονικού τομογράφου πριν την έναρξη της σάρωσης του ασθενή.

Μεγάλη προσοχή απαιτείται όταν η τιμή του CTDI<sub>vol</sub> που λαμβάνεται πρέπει να συγκριθεί με τιμές που δίνονται σε όρους CTDI<sub>w</sub>. Για την μετατροπή θα πρέπει να πολλαπλασιαστεί το CTDI<sub>vol</sub> με το ανάλογο pitch. Ακόμη σε μία πρόσφατη μελέτη που διεξήχθη [9] σε αξονικό τομογράφο του RCH ( Royal Children's Hospital in Parkville, Melbourne, Australia ), προέκυψε το συμπέρασμα πως η δόση για τα παιδιά και τα βρέφη που υποβάλλονται σε εξετάσεις αξονικής τομογραφίας είναι υποτιμημένη. Αυτό εξηγείται από το γεγονός ότι όλοι οι δείκτες της δόσης CT (Computed Tomography) θα πρέπει να εκφράζονται σύμφωνα με το πρότυπο ομοίωμα που έχει διάμετρο 16 εκατοστά και όχι 32 [10]. Για την μετατροπή αυτή πρέπει να πολλαπλασιαστεί η δόση που έχει μετρηθεί στο ομοίωμα των 32 εκατοστών με ένα παράγοντα 2. Στον αξονικό τομογράφο που χρησιμοποιείται στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο (ΩΚΚ) ο χειριστής έχει τη δυνατότητα να επιλέξει αν ο ασθενής είναι ενήλικας ή όχι, και οι αντίστοιχες τιμές του CTDI<sub>vol</sub> εμφανίζονται αυτόματα στην κονσόλα.

### 2.2.4 Γινόμενο δόσης-μήκους (Dose Length Product – DLP)[6]

Ένα ακόμη σημαντικό μέγεθος που χρησιμοποιείται στην αξονική τομογραφία, και το οποίο λαμβάνει υπόψη τόσο την “ένταση” (η οποία εκπροσωπείται από το CTDI) όσο και την προέκταση (την οποία εκπροσωπεί το μήκος της σάρωσης L) της ακτινοβολίας είναι το DLP. Η σχέση επομένως που αποδίδει τη δόση για κάποιον αριθμό τομών είναι:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L [mGy \cdot cm]$$

Αυτό που παρατηρείται είναι πως το DLP αυξάνει όσο αυξάνεται ο αριθμός των τομών ( δηλαδή το μήκος του ακτινοβολούμενου σώματος ), ενώ το  $CTDI_{vol}$  παραμένει αμετάβλητο σε οποιαδήποτε μεταβολή των αριθμών των τομών.

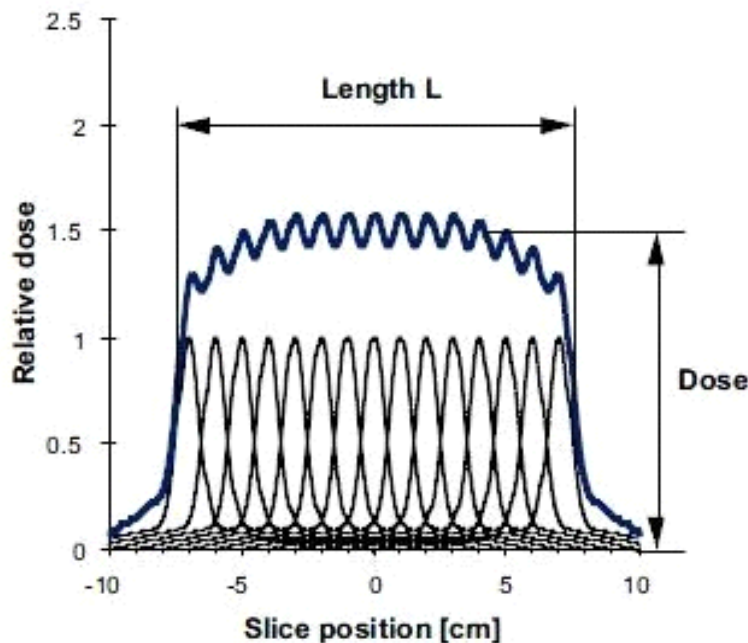
Για διαδοχική σάρωση, το μήκος σάρωσης καθορίζεται από το πλάτος της δέσμης και την ταχύτητα της εξεταστικής τράπεζας ,

$$L = n \cdot TF + N \cdot h$$

ενώ για σπειροειδή σάρωση, το μήκος εξαρτάται μόνο από τον αριθμό των περιστροφών και από την ταχύτητα του τραπέζιου ,

$$L = n \cdot TF = \frac{T}{t_{rot}} \cdot p \cdot N \cdot h$$

όπου T είναι ο συνολικός χρόνος σάρωσης,  $t_{rot}$  είναι ο χρόνος της μίας περιστροφής και p είναι το pitch.



Εικόνα 11 : Συνολικό προφίλ δόσης από σάρωση 15 τομών. Το DLP είναι το ύψος ( δόση  $CTDI_{vol}$  ) και το πλάτος ( μήκος L ), και ισούται με την περιοχή κάτω από την καμπύλη.<sup>[8]</sup>

Στη συνεχή και καθημερινή χρήση του αξονικού τομογράφου, το DLP αντιπροσωπεύει το δεύτερο πιο ουσιώδες μέγεθος, όσο αφορά την αξιολόγηση της δόσης, σύμφωνα με την Ευρωπαϊκή Επιτροπή (1999a).

## 2.2.5 Ενεργός Δόση στην αξονική τομογραφία

Το CTDI και το DLP είναι δύο δοσιμετρικά μεγέθη που χρησιμοποιούνται στον αξονικό τομογράφο, αλλά τα αποτελέσματα που προκύπτουν δεν μπορούν να συγκριθούν με αντίστοιχα από άλλες πηγές ακτινοβολίας, όπως η προβολική ακτινογραφία, η πυρηνική ιατρική. Ο μοναδικός κοινός παρανομαστής για την επίτευξη αυτού του στόχου είναι η ενεργός δόση ( effective dose ). Με την ενεργό δόση, η δόση της ακτινοβολούμενης περιοχής μετατρέπεται σε ισοδύναμη δόση όλου του σώματος.

Η ενεργός δόση δεν μπορεί να υπολογιστεί in vivo, ενώ μετρήσεις σε ανθρωπομορφικά ομοιώματα είναι χρονοβόρες και όχι τόσο αποτελεσματικές. Ωστόσο, μπορούμε να πάρουμε αξιόπιστα αποτελέσματα από ορισμένους κανονικοποιημένους παράγοντες και από το DLP, δηλαδή η κατάλληλη σχέση θα είναι :

$$E = DLP \cdot f_{mean}$$

όπου ο παράγοντας  $f_{mean}$  εξαρτάται από την περιοχή του σώματος που ακτινοβολήθηκε και παίρνει τις εξής τιμές :

-0.025 mSv/mGy·cm για το κεφάλι

-0.060 mSv/mGy·cm για την περιοχή του τράχηλου σε λειτουργία σάρωσης για το κεφάλι

-0.100 mSv/mGy·cm για την περιοχή του τράχηλου σε λειτουργία σάρωσης για το σώμα

-0.175 mSv/mGy·cm για την περιοχή του κορμού

Τονίζεται ότι η δόση των οργάνων δεν πρέπει να συγχέεται με την ενεργό δόση, καθώς και οι δύο έχουν ως μονάδα μέτρησης το mSv. Η ενεργός δόσης είναι ένα πολύ χρήσιμο εργαλείο μέτρησης της δόσης του ασθενή και για αυτό το σκοπό έχει τεθεί ως ετήσιο όριο ακτινοβολούμενης δόσης τα 2-3 mSv.





### 3. Επεμβατική Καρδιολογία (Interventional Cardiology-IC)

Με τον όρο επεμβατική καρδιολογία εννοείτε η αιματηρή προσπέλαση του ασθενούς μέσω καθετηριασμού ενός από τα μεγάλα αγγεία που οδηγούν στην καρδιά. Σκοπό έχει, είτε τη διάγνωση, είτε τη θεραπεία καρδιακής νόσου. Κάποιες από αυτές είναι οι επεμβάσεις αναγνώρισης ισχαιμικής νόσου του μυοκαρδίου, η στεφανιογραφία(διάγνωση) , η αγγειοπλαστική στεφανιαίων, τοποθέτηση βηματοδότη-απεινιδωτή, η κατάλυση έκτοπων δεματίων(ablation), οι ηλεκτροφυσιολογικές μελέτες κυρίως προς διεύρυνση καρδιακών αρρυθμιών (διάγνωση), ο δεξιός καθετηριασμός και η βαλβιδοπλαστική κυρίως αορτικής και πνευμονικών αρτηριών και πιο προσφάτως μιτροειδούς βαλβίδας. Η επεμβατική καρδιολογία είναι υποειδικότητα της καρδιολογίας και χρειάζεται εξειδίκευση για την απόκτηση της επάρκειάς της. Ο πρώτος επιτυχής καρδιακός καθετηριασμός έγινε το 1977 από τον Γερμανό καρδιολόγο Andreas Gruentzig στη Ζυρίχη. Έκτοτε ο τομέας αυτός έχει ανοδική πορεία και με τις συνεχόμενες τεχνολογικές εξελίξεις οι παθήσεις της καρδιάς αντιμετωπίζονται πιο εύκολα. Συγκριτικά με τις ανοικτές χειρουργικές επεμβάσεις, οι επεμβατικές θεραπευτικές πράξεις της επεμβατικής καρδιολογίας περιέχουν μειωμένο κίνδυνο επιπλοκών, μικρότερο διάστημα νοσηλείας (συνήθως μία μέρα) και προκαλούν σαφώς λιγότερο πόνο.

#### 3.1 ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΟΣ

Ο αγγειογράφος παίζει σημαντικό ρόλο στην επεμβατική καρδιολογία αφού είναι το κύριο μέσο απεικόνισης . Κατά την παραγωγή ακτίνων X, η διερχόμενη ακτινοβολία εξασθενεί τόσο από τα αγγεία όσο και από τους ιστούς που περιβάλλονται γύρω από αυτά, πράγμα που καθιστά αδύνατο τον διαχωρισμό τους στις συμβατικές ακτινοδιαγνωστικές εικόνες. Ακόμα και με χορήγηση σκιαγραφικού, το οποίο περιέχει ουσίες υψηλού ατομικού αριθμού που μπορεί και απορροφά εντονότερα την ακτίνα X, είναι δύσκολο να παρατηρηθούν οι διαφορές μεταξύ των αγγείων και των ιστών, καθώς το μάτι δεν είναι ικανό να ανιχνεύσει διαφορές αντίθεσης μικρότερες από 3%. Με τη χρήση του αγγειογράφου σε διαγνωστικές και επεμβατικές διαδικασίες μπορεί κανείς να έχει μία πιο σαφή εικόνα των αγγείων.

Αποτελείται από τα κύρια μέρη που είναι η λυχνία παραγωγής ακτίνων X και ο επίπεδος ψηφιακός ανιχνευτής( C- arm), καθώς και από το εξεταστικό τραπέζι, ένα σύστημα ελέγχου της έκθεσης στην ακτινοβολία, ένα λογισμικό επεξεργασίας εικόνας και το μόνιτορ. Στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο χρησιμοποιείται ένα σύστημα ακτινοσκόπησης δύο επιπέδων (SIEMENS BIPLANE-Εικόνα 10). Το μηχάνημα έχει ένα κρεβάτι αλλά δύο συστήματα λυχνίας-ενισχυτή, τα οποία είναι κάθετα μεταξύ τους. Το σύστημα αυτό καθιστά δυνατή, με μία έγχυση σκιαγραφικής ουσίας, την ταυτόχρονη καταγραφή πολλών προβολών. Με αυτό τον τρόπο μειώνεται και ο χρόνος της εξέτασης και η επιβάρυνση από την ποσότητα της σκιαγραφικής ουσίας στον οργανισμό του ασθενή.





Εικόνα 12: Αγγειογράφος δύο επιπέδων<sup>[11]</sup>

### 3.1.1 Επεμβατική διαδικασία

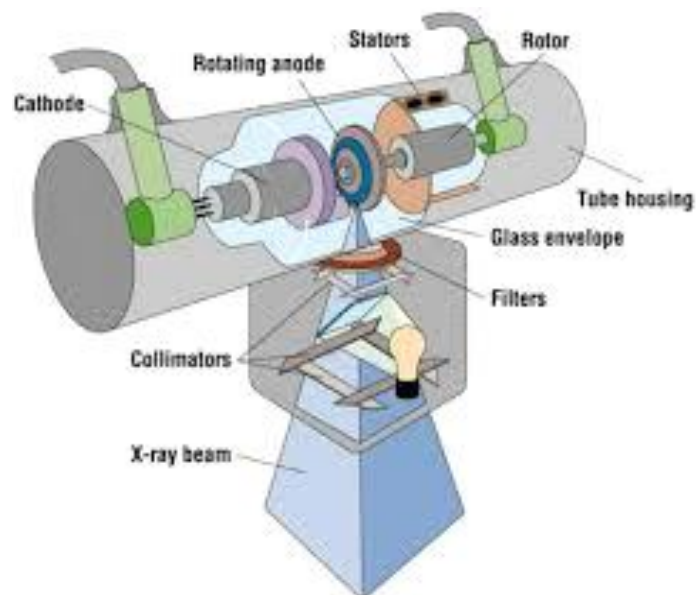
Κατά την επεμβατική διαδικασία ο ιατρός βρίσκεται κατά κύριο λόγο στη δεξιά πλευρά του κρεβατιού, με εξαίρεση την περίπτωση που πρόκειται για εμφύτευση απεινιδωτή (Implantable Cardioverter Defibrillator-ICD) ή βηματοδότη (Pace Maker) όπου ο ιατρός θα πρέπει να βρίσκεται από τη μεριά της καρδιάς δηλαδή την αριστερή, λόγω καλύτερης πρόσβασης.

Όσο αφορά τις παιδιατρικές εξετάσεις, ο ασθενής τοποθετείται στην εξεταστική τράπεζα υπό αναισθησία και στη συνέχεια ο υπεύθυνος ιατρός-καρδιολόγος παρακεντεί αρτηριακά και φλεβικά σε μία ή και στις δύο βουβωνικές περιοχές του ασθενή, με σκοπό την τοποθέτηση θηκαριών που του δίνουν μόνιμη πρόσβαση για την προώθηση των ειδικών καθετήρων και υλικών στην περιοχή ενδιαφέροντος. Ο ιατρός μπορεί να έχει οποιαδήποτε στιγμή μία εκτίμηση της ακτινοβολίας μέσω του μετρητή KAP, σε σχέση με την αρχική αναγραφόμενη, η οποία καταγράφεται στις οθόνες.

Οι ακτινολόγοι-τεχνολόγοι κινώντας το C-arm, λαμβάνουν εμπρόσθιες και πλάγιες προβολές της καρδιάς οι οποίες επιτρέπουν την παρατήρηση της κίνησης των αγγείων και της καρδιάς σε πραγματικό χρόνο.

### 3.1.2 Αρχή λειτουργίας

Θερμαίνοντας τη λυχνία παραγωγής ακτίνων X εκπέμπονται ηλεκτρόνια, μέσω της θερμιονικής εκπομπής, τα οποία, λόγω μεγάλης διαφοράς δυναμικού μεταξύ ανόδου και καθόδου, επιταχύνονται και προσκρούουν πάνω στον μεταλλικό στόχο της ανόδου με αποτέλεσμα την παραγωγή φωτονίων.



Εικόνα 13 : Λυχνία παραγωγής ακτίνων X <sup>[12]</sup>

Τα φωτόνια θα διαπεράσουν το ανθρώπινο σώμα και θα απορροφηθούν ανάλογα με τον τύπο του κάθε ιστού. Στη συνέχεια θα προσπέσουν στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή παράγοντας ηλεκτρόνια, και λόγω διαφοράς δυναμικού θα επιταχυνθούν και θα πέσουν τελικά στην οθόνη εξόδου. Εκεί παράγονται ορατά φωτόνια τα οποία οδηγούνται στη λυχνία εξόδου και παίρνουμε το τελικό σήμα στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή το οποίο είναι έτοιμο για επεξεργασία.

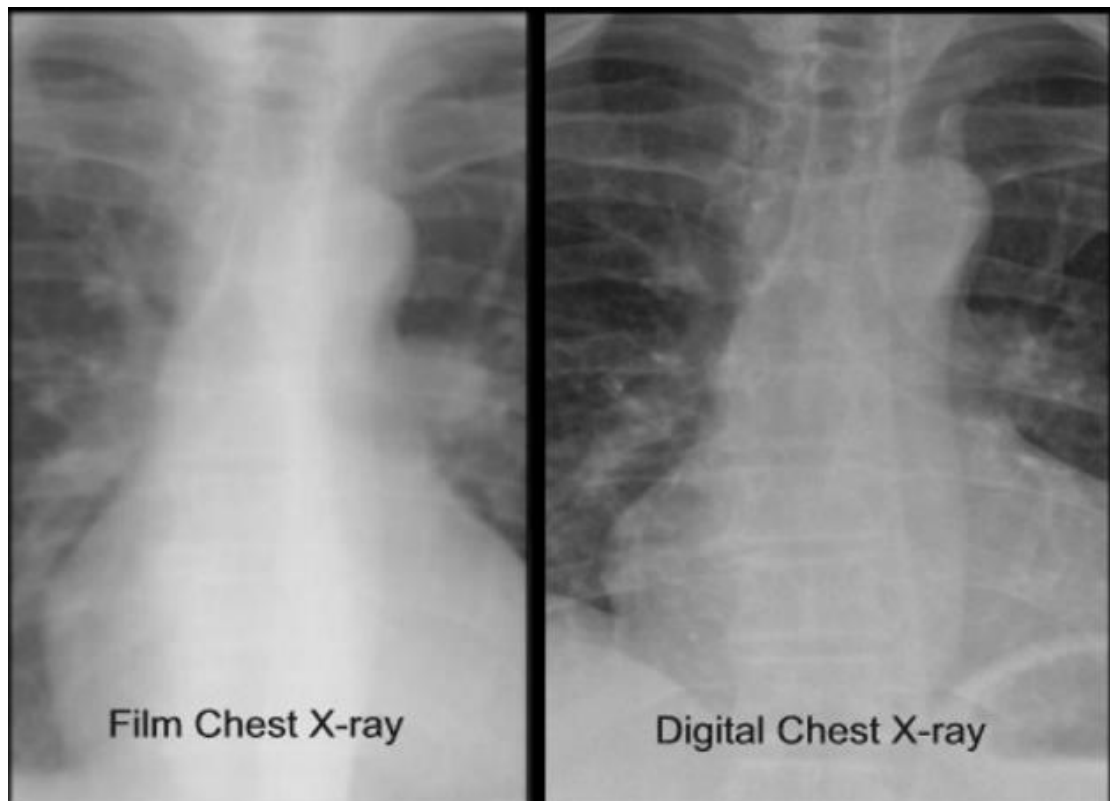
### 3.1.3 Επίπεδος ψηφιακός ανιχνευτής(Flat panel)

Σημαντικό βήμα προόδου στην ακτινολογία είναι και η ενσωμάτωση επίπεδων ψηφιακών ανιχνευτών, που σταδιακά αντικαθιστούν τους ενισχυτές εικόνας.

Ο επίπεδος ανιχνευτής είναι ένα λεπτό τετράγωνο φύλλο-στρώμα με διαταγμένες κρυσταλλοτριόδους(thin film transistor arrays-TFT). Το φύλλο-στρώμα είναι δομημένο με εικονοστοιχεία pixels(στοιχεία εικόνας ως δομικοί λίθοι) και σε κάθε pixel αντιστοιχεί σε μία φωτοδίοδος, η οποία μετατρέπει την προσπίπτουσα φωτεινή ενέργεια σε εξερχόμενο ηλεκτρονικό σήμα. Επειδή η ανιχνευτική διάταξη των TFT είναι ευαίσθητη στη φωτεινή ακτινοβολία (και όχι στην ακτινοβολία X) είναι απαραίτητη η παρουσίαση σπινθηριστή όπως το CsI (Ιωδιούχο καίσιο), που μετατρέπει την προσπίπτουσα ακτινοβολία X σε φωτεινή.

Ο επίπεδος ανιχνευτής αντικαθιστά τον ενισχυτή εικόνας και την οπτική διάταξη στα απεικονιστικά συστήματα και εγγράφει άμεσα τη σειρά των ακτινολογικών εικόνων. Στην ακτινολογία το μέγεθος pixel είναι μεγαλύτερο από το αντίστοιχο της ακτινογραφίας και για αυτό το λόγο μερικά συστήματα προκειμένου να μπορούν να ανταπεξέλθουν σε αμφότερους τους ρόλους έχουν αρκετά μικρά pixel (100-150  $\mu\text{m}$ ) για ακτινογραφίες και στην ακτινολογία υπάρχει η δυνατότητα ένωσης 4 pixel σε ένα μεγαλύτερο.

Ο επίπεδος ανιχνευτής είναι μικρότερος, ελαφρύτερος, δεν υπάρχει αερόκενος σωλήνας, δεν υπάρχουν δέσμες ηλεκτρονίων, δεν υπάρχουν συστήματα οπτικών διατάξεων.



Εικόνα 14: Διαφορά εικόνας μεταξύ ακτινογραφικού φιλμ και ψηφιακού ανιχνευτή<sup>[13]</sup>

Η ακτινογραφική εικόνας επίσης, όταν είναι ψηφιακή μπορεί να αποθηκευτή σε ηλεκτρονική μορφή σε υπολογιστεί, προκειμένου να γίνει χρήση ψηφιακών μεθόδων επεξεργασίας εικόνας.

### 3.1.4 Δοσιμετρικά μεγέθη στην επεμβατική καρδιολογία

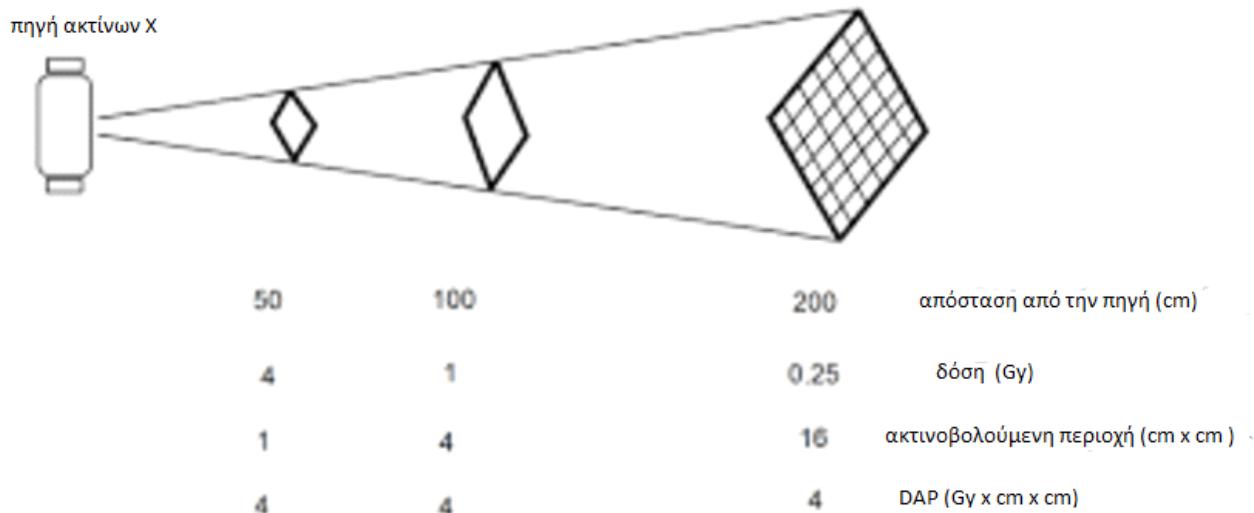
Σε γενικές γραμμές, η χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας μπορεί να οδηγήσει σε αυξημένη πιθανότητα επαγωγής καρκίνου και η πιθανότητα αυτή αυξάνεται με την αύξηση την ακτινοβολίας. Στην επεμβατική καρδιολογία χρησιμοποιείται υψηλή δόση ακτινοβολίας η οποία μπορεί να προκαλέσει πολλές επιπλοκές όπως καταρράκτη, μείωση των λευκών αιμοσφαιρίων, οργανική ατροφία και άλλα. Ο βαθμός των επιπλοκών αυτών εξαρτάται από το ποσό της ακτινοβολίας που έχει απορροφηθεί, από τον ρυθμό δόσης καθώς και από την έκταση της περιοχής του σώματος που ακτινοβολείται. Κάθε παράγοντας έχει και ένα κατώφλι και αυξάνοντας τη δόση ακτινοβολίας αυξάνεται και ο βαθμός των επιπλοκών. Σκοπός της προστασίας από την ακτινοβολία που λαμβάνει κανείς κατά τις διαδικασίες της επεμβατικής καρδιολογίας είναι να ελαχιστοποιηθεί όσο το δυνατόν περισσότερο ο κίνδυνος πρόκλησης καρκίνου. Ως εκ τούτου, κατά τη

διάρκεια της επέμβασης υπάρχουν οθόνες στο επεμβατικό δωμάτιο και στην αίθουσα ελέγχου όπου μπορεί κανείς να ενημερώνεται για τα τρία αντιπροσωπευτικά μεγέθη της δόσης της ακτινοβολίας το γινόμενο δόσης-επιφάνειας (Dose Area Product-DAP) ή KAP(Kerma-Area Product), την δόση επιφάνειας εισόδου (Entrance Surface Dose-ESD) και το χρόνο ακτινοσκόπησης (fluoroscopy time).<sup>[15]</sup>

- *Γινόμενο δόσης-επιφάνειας ή Dose Area Product (DAP) - Air Kerma Area Product(KAP)*

Το γινόμενο δόσης-επιφάνειας ορίζεται ως η απορροφούμενη δόση πολλαπλασιασμένη με την επιφάνεια ακτινοβολήσης και εκφράζεται σε μονάδες  $Gy \cdot cm^2$  ή πολύ συχνά και σε  $mGy \cdot cm^2$ . Οι μετρητές KAP δεν μετράνε μόνο τη δόση εντός του πεδίου ακτινοβολήσης αλλά και της περιοχής του ιστού που ακτινοβολείται. Ως εκ τούτου, μπορεί να θεωρηθεί ως ένας πολύ καλός δείκτης του συνολικού κινδύνου πρόκλησης καρκίνου. Λόγω της απόκλισης της δέσμης που εκπέμπεται από μια σημειακή πηγή, η περιοχή ακτινοβολήσης  $A$  αυξάνεται με το τετράγωνο της απόστασης από την πηγή, ενώ η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται ανάλογα με το αντίστροφο τετράγωνο της απόστασης. Κατά συνέπεια το γινόμενο δόσης-ακτινοβολίας είναι ανεξάρτητο της θέσης και αυτός είναι ο λόγος που χρησιμοποιείται αρκετά σε ακτινολογικές εξετάσεις όπου η θέση της λυχνίας μεταβάλλεται.

Ο μετρητής KAP (Dose Area Product)ουσιαστικά είναι ένας επίπεδος θάλαμος ιονισμού. Πρόκειται για έναν θάλαμο με αέριο, μέσα στον οποίο δημιουργούνται ιόντα κατά την αλληλεπίδρασή του με την ακτινοβολία. Τα ιόντα αυτά συλλέγονται από ηλεκτρόδια και με ειδικές ηλεκτρονικές διατάξεις λαμβάνεται το ηλεκτρικό σήμα. Οι περισσότερες σύγχρονες ιατρικές μονάδες περιέχουν στο εσωτερικό τους ένα τέτοιο μετρητή αλλιώς ο υπολογισμός του KAP γίνεται μέσω υπολογιστικών μηχανημάτων. Η τιμή του KAP υπολογίζεται όχι μόνο κατά το τέλος μίας διαδικασίας αλλά και σε πραγματικό χρόνο. Με αυτό τον τρόπο ο χειριστής γνωρίζει ανά πάσα στιγμή τη δόση ακτινοβολίας που προσδίδεται στον ασθενή κατά την επεμβατική διαδικασία.



Εικόνα 15 : Γινόμενο δόσης επιφάνειας <sup>[14]</sup>

Το KAP είναι η πιο σημαντική ποσότητα διότι, όχι μόνο μας δίνει μία εκτίμηση της δόσης ακτινοβολίας του ασθενούς αλλά είναι η πρώτη ποσότητα που μπορεί να μας δώσει μία πρώτη καταγραφή του στοχαστικού κινδύνου για τους ασθενείς, μέσω της ενεργού δόσης.

- Χρόνος ακτινοσκόπησης (fluoroscopy time-FT)

Κατά την επεμβατική διαδικασία ο ιατρός όποτε κρίνει πως είναι απαραίτητο ακτινοβολεί τον ασθενή προκειμένου να πάρει κάποιες εικόνες ή για την εγγραφή βίντεο. Ο χρόνος αυτός της ακτινοβολήσης ονομάζεται χρόνος ακτινοσκόπησης.

- Cine frames

Κατά την ακτινοσκόπηση επιτυγχάνεται απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο. Κατά την επεμβατική διαδικασία ο ιατρός όποτε θεωρεί αναγκαίο λαμβάνει εικόνες (frames) έτσι ώστε οποιαδήποτε στιγμή να μπορεί να τις βλέπει. Τέτοιες εικόνες μπορεί να είναι μετά την έγχυση του σκιαγραφικού ή κατά την τοποθέτηση του καθετήρα. Αν για κάποιο λόγο χρειάζεται να γίνει καταγραφή βίντεο τότε πρέπει να λάβει πολλές εικόνες που όλες μαζί αποτελούν το βίντεο. Για λόγους ακτινοπροστασίας το σύστημα ακτινοσκόπησης θα πρέπει να λαμβάνει εικόνες με όλες τις αναγκαίες διαγνωστικές πληροφορίες μεν αλλά δομημένη με όσο το δυνατόν λιγότερα φωτόνια γίνεται ( μικρή δόση ακτινοβολίας).

- Δόση επιφάνειας εισόδου ( Entrance Surface Dose - ESD )

Ο όρος ESD δεν έχει ένα συγκεκριμένο ορισμό, αλλά τυπικά εννοείτε η απορροφούμενη δόση στα πρώτα 1-2 mm του ασθενή. Ένας πιο αντιπροσωπευτικός όρος θα ήταν η "δόση δέρματος" ( skin dose ), η οποία είναι η δόση στα 70 μm κάτω από την ακτινοβολούμενη επιφάνεια. Η δόση επιφάνειας εισόδου μετριέται σε mGy και εξαρτάται από την απόσταση της επιφάνειας από την πηγή. Υπάρχουν δύο τρόποι με τους οποίους λαμβάνεται το ESD, είτε με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD), είτε υπολογίζεται μέσω διάφορων παραγόντων και γεωμετρίας. Η σχέση η οποία μας δίνει τη δόση της επιφάνειας εισόδου είναι :

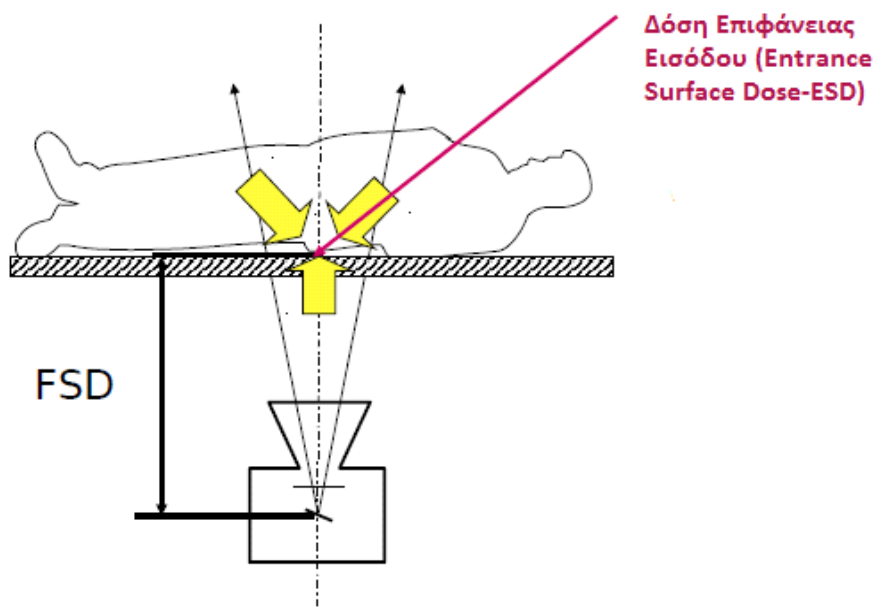
$$ESD = nK_a (U,F) (100\text{cm}/FSD)^2 P_{it} BSF$$

όπου  $nK_a (U,F)$  είναι η έξοδος του σωληνα σε mGy/mAs

FSD είναι η απόσταση της πηγής από την ακτινοβολούμενη επιφάνεια

$P_{it}$  είναι το ρεύμα εξόδου επί τον χρόνο που χρειάστηκε σε mAs

BSF είναι ένας παράγοντας οπισθοσκέδασης



Εικόνα 16 : Δόση επιφάνειας εισόδου (Entrance Surface Dose-ESD)<sup>[15]</sup>

- Body Surface Area

Η παχυσαρκία είναι ένας σημαντικός μη αναγνωρισμένος παράγοντας κινδύνου πρόκλησης κάποιας καρδιαγγειακής νόσου. Η επιφάνεια του σώματος (BSA) επομένως μπορεί να αποτελέσει μία παράμετρο εκτίμησης του κινδύνου. Το BSA και το BMI(δείκτης μάζας σώματος) χρησιμοποιούν και τα δύο για τον υπολογισμό τους και το ύψος και το βάρος, αλλά δεν πρέπει να υπάρξει σύγχυση.



Το BSA αντικατοπτρίζει το μέγεθος του σώματος και των οργάνων ενώ ο δείκτης μάζας σώματος είναι μέτρο του σωματικού λίπους.

### 3.1.5 Ενεργός δόση στην επεμβατική καρδιολογία

Προκειμένου να έχουμε μία παράμετρο η οποία θα αντιπροσωπεύει την ακτινοβολία που έχει δεχθεί ο ασθενής και θα μπορεί να συγκριθεί με άλλες χρειάζεται να υπολογιστεί η ενεργός δόση. Ο όρος αυτός εισήχθη από τη Διεθνή Επιτροπή Ακτινοπροστασίας (ICRP) και χρησιμοποιείται ευρέως ως παράγοντας στοχαστικού κινδύνου για την εκτίμηση της βλάβης της ακτινοβολίας καθώς επίσης και για τον καθορισμό ορίων και περιορισμών δόσης. Ο όρος αυτός αναγνωρίζεται ως ο πιο σημαντικός διότι γνωρίζοντάς τον μπορεί να γίνει σύγκριση δόσης σε διαφορετικές διαγνωστικές και επεμβατικές διαδικασίες αρκεί ο πληθυσμός ο οποίος συγκρίνεται να αφορά την ίδια ηλικιακή ομάδα και το ίδιο φύλλο. Στην επεμβατική καρδιολογία, μία μέθοδος μέσω της οποίας προκύπτει η ενεργός δόση είναι το γινόμενο της δόσης-επιφάνειας (KAP) με έναν συντελεστή ο οποίος εξαρτάται από την ηλικία του ασθενή. Αυτή είναι και η μέθοδος που θα χρησιμοποιήσουμε στην παρούσα εργασία. Υπάρχουν δύο ακόμη μέθοδοι με τις οποίες μπορεί να υπολογιστεί η ενεργός δόση : μέσω μετρήσεων σε phantoms χρησιμοποιώντας δοσομετρητές θερμοφωταύγειας (TLD) είτε μέσω του υπολογιστικού προγράμματος Monte Carlo.

## 3.2 Μεσοκοιλιακή Επικοινωνία ( Atrial Septal Defect- ASD)

Οι συγγενείς ανωμαλίες της καρδιάς (CHD) είναι κοινές στα παιδιά, με συχνότητα περίπου 8 περιπτώσεις ανά 1000 γεννήσεις.<sup>[16]</sup> Αυτά τα ελαττώματα μπορούν να προκαλέσουν μια σειρά από προβλήματα στην πρωτοβάθμια φροντίδα υγείας των παιδιών. Ουσιαστικά είναι ανωμαλίες διάπλασης της καρδιάς ή των αγγείων που δημιουργούνται κατά την διάρκεια της εμβρυϊκής ζωής (3<sup>η</sup>-6<sup>η</sup> εβδομάδα της εγκυμοσύνης),όταν δηλαδή η καρδιά ή τα μεγάλα αγγεία της καρδιάς δεν μπορούν να αναπτυχθούν σωστά πριν την γέννηση του παιδιού. Οι πιο συχνές καρδιοπάθειες είναι η μεσοκοιλιακή επικοινωνία, ο ανοιχτός βοτάλειος πόρος, η μεσοκοιλιακή επικοινωνία, η στένωση της πνευμονικής βαλβίδας, η στένωση του ισθμού της αορτής, η στένωση της αορτικής βαλβίδας, όπως επίσης και ο κοινός αρτηριακός κορμός, η μονήρης κοιλία, η ατρησία τριγλώχινας βαλβίδας και η ολική ανώμαλη εκβολή των πνευμονικών φλεβών.<sup>[17]</sup> Η πιο συχνή από τις παραπάνω είναι η μεσοκοιλιακή επικοινωνία η οποία ανέρχεται στο 10% των συγγενών καρδιοπαθειών και στο 1% του υγιή πληθυσμού .<sup>[19]</sup>

Η καρδιά έχει δύο πλευρές (αριστερή και δεξιά), οι οποίες χωρίζονται από ένα εσωτερικό τοίχωμα το οποίο ονομάζεται διάφραγμα. Με κάθε κτύπο της καρδιάς, η δεξιά πλευρά παραλαμβάνει φτωχό σε οξυγόνο αίμα και το διοχετεύει προς τους

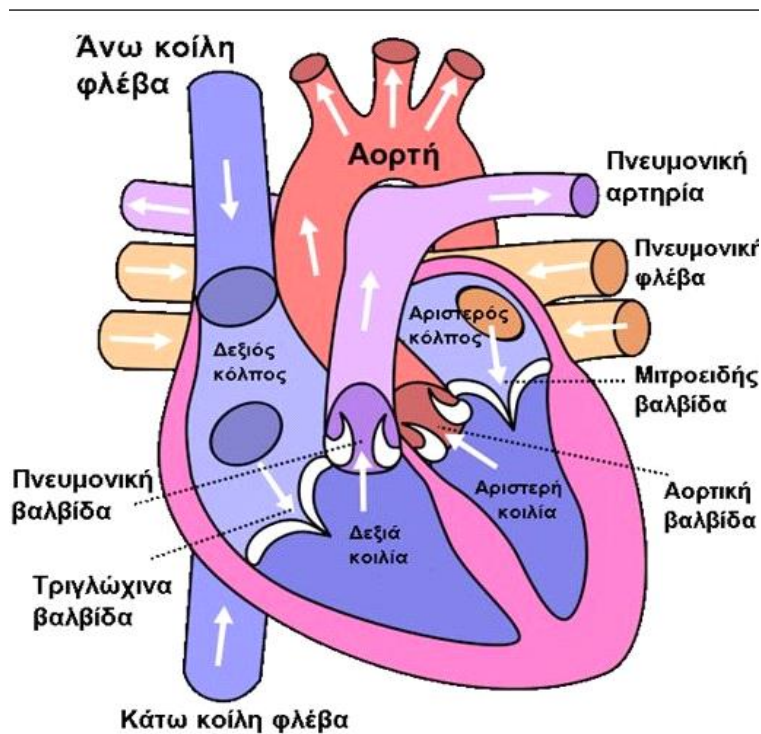


πνεύμονες έτσι ώστε να οξυγονοθεί. Στη συνέχεια η αριστερή πλευρά της καρδιάς λαμβάνει το πλούσιο σε οξυγόνο αίμα και το προωθεί μέσω της αορτής σε όλο το σώμα. Το διάφραγμα εμποδίζει την ανάμειξη του αίματος μεταξύ των δύο πλευρών, δηλαδή την ανάμειξη του φτωχού σε οξυγόνο αίματος με του πλούσιου. Ορισμένα μωρά όμως γεννιούνται με οπές στο διάφραγμα. Μία τρύπα στο διάφραγμα μεταξύ των άνω θαλάμων της καρδιάς, δηλαδή των κόλπων, ονομάζεται μεσοκοιλιακή επικοινωνία (ASD).

### 3.2.1 Λειτουργία της καρδιάς

Για την κατανόηση της Μεσοκοιλιακής Επικοινωνίας βοηθά κανείς να γνωρίζει τη φυσιολογική λειτουργία της καρδιάς. Η καρδιά ενός βρέφους είναι ένας μυσ στο μέγεθος της παλάμης του. Λειτουργεί σαν μία αντλία και κτυπά 100.000 φορές την ημέρα. [15]

Η καρδιά αποτελείται από τέσσερις κοιλότητες (δύο κόλπους και δύο κοιλίες) και τέσσερις βαλβίδες (τριγλώχινα, πνευμονική, μιτροειδή και αορτική βαλβίδα) και συνδέεται με διάφορα αιμοφόρα αγγεία. Φλέβες είναι τα αιμοφόρα αγγεία που μεταφέρουν το αίμα από το σώμα στην καρδιά. Οι αρτηρίες είναι τα αιμοφόρα αγγεία που μεταφέρουν το αίμα από την καρδιά στο υπόλοιπο σώμα. [15]



Εικόνα 17 : Ανατομία ανθρώπινης καρδιάς υπό φυσιολογική λειτουργία [16]

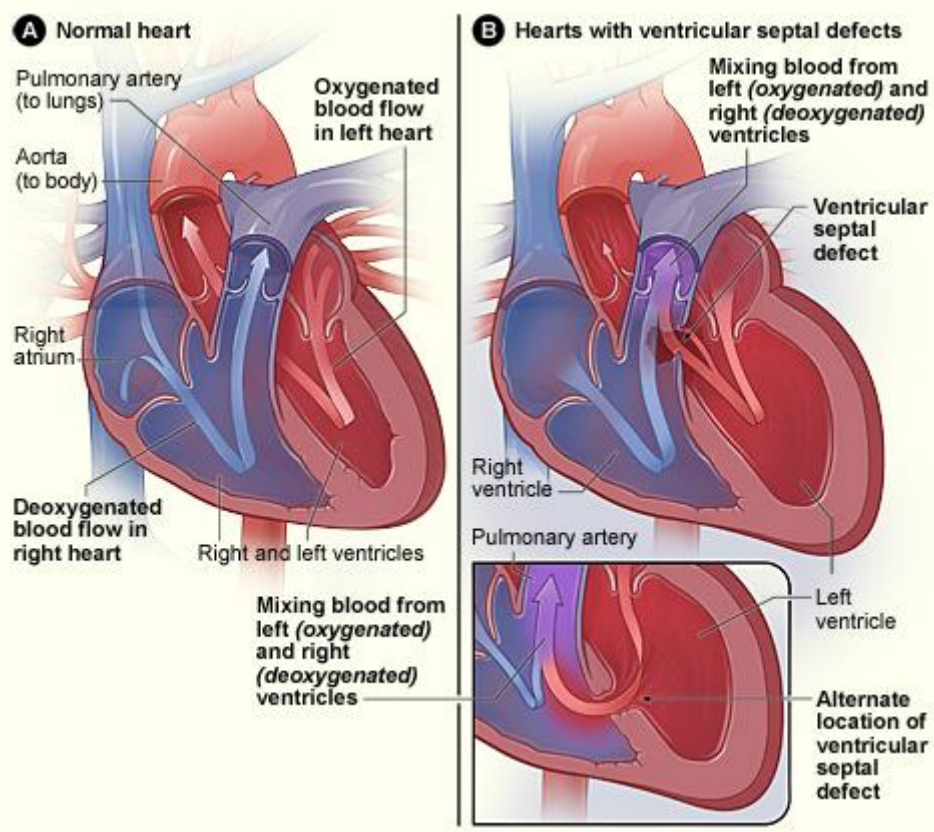
Η κύρια λειτουργία της καρδιάς είναι να προωθεί οξυγονομένο αίμα σε όλο το σώμα. Το αίμα, αφού έχει μεταφέρει οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες σε όλους τους ιστούς, εισέρχεται στις δεξιές κοιλότητες. Από τις δεξιές κοιλότητες το αίμα προωθείται στους πνεύμονες όπου αποβάλλεται το διοξείδιο του άνθρακα και εμπλουτίζεται με οξυγόνο. Οι αριστερές κοιλότητες παραλαμβάνουν το οξυγονομένο αίμα από τους πνεύμονες. Η δεύτερη κοιλότητα της αριστερής πλευράς που ονομάζεται αριστερή κοιλία συσπάται και προωθεί το αίμα σε όλο το σώμα. Η αριστερή κοιλία κατέχει σημαντικό ρόλο στο καρδιακό έργο αφού η μεγάλη ωστική δύναμη που χρειάζεται για να κυκλοφορήσει το αίμα στο υψηλών αντιστάσεων περιφερικό αρτηριακό δίκτυο μέχρι τα τριχοειδή και να επιστρέψει πάλι, μέσω των φλεβών, στο δεξιό κόλπο γίνεται μέσω αυτής.<sup>[15]</sup>

### 3.2.2 Καρδιά με Μεσοκολπική Επικοινωνία- ASD(ή Μεσοκολπικό έλλειμμα) <sup>[18]</sup>

Όταν ένα μωρό γεννιέται με μία σπή στο διάφραγμα μεταξύ των δύο κόλπων, το οξυγονομένο αίμα πηγαίνει από τον αριστερό κόλπο στο δεξί κόλπο και από εκεί στην δεξιά κοιλία και στη συνέχεια στην πνευμονική αρτηρία. Αυτό έχει ως συνέπεια την αύξηση του έργου της δεξιάς κοιλίας γιατί πρέπει να προωθήσει περισσότερο αίμα προς την πνευμονική αρτηρία και μεγαλύτερη ροή του αίματος στους πνεύμονες.

Η μεσοκολπική επικοινωνία μπορεί να είναι είτε μικρή είτε μεγάλη. Αν είναι μικρή, ένα μικρό ποσοστό του αίματος ρέει από τον αριστερό κόλπο προς του πνεύμονες και αυτό δεν επηρεάζει ουσιαστικά τη λειτουργία της καρδιάς και δεν χρειάζεται κάποια ειδική μεταχείριση. Σε αυτές τις περιπτώσεις η τρύπα συχνά κλείνει από μόνη της καθώς η καρδιά μεγαλώνει κατά την παιδική ηλικία. Αντίθετα μεσαίου ή μεγάλου μεγέθους τρύπες στο διάφραγμα αφήνουν περισσότερο οξυγονομένο αίμα να διαρρεύσει από τον αριστερό κόλπο προς το δεξί και είναι δύσκολο να κλείσουν από μόνες τους.

Στην πάροδο του χρόνου αν η μεσοκολπική επικοινωνία δεν επιδιορθωθεί, η συνεχώς αυξανόμενη ροή του αίματος προς την δεξιά πλευρά της καρδιάς μπορεί να προκαλέσει καρδιακά προβλήματα. Συνήθως αυτά τα προβλήματα δεν εμφανίζονται μέχρι την ενηλικίωση, αλλά γύρω στα 30 χρόνια του ασθενή ή αργότερα. Οι επιπλοκές είναι σπάνιες σε βρέφη και παιδιά.



Εικόνα 18 : Αριστερά απεικονίζεται μία φυσιολογική καρδιά και δεξιά μία καρδιά με μεσοκοιλιακή επικοινωνία<sup>[17]</sup>

Πιθανές επιπλοκές περιλαμβάνουν :

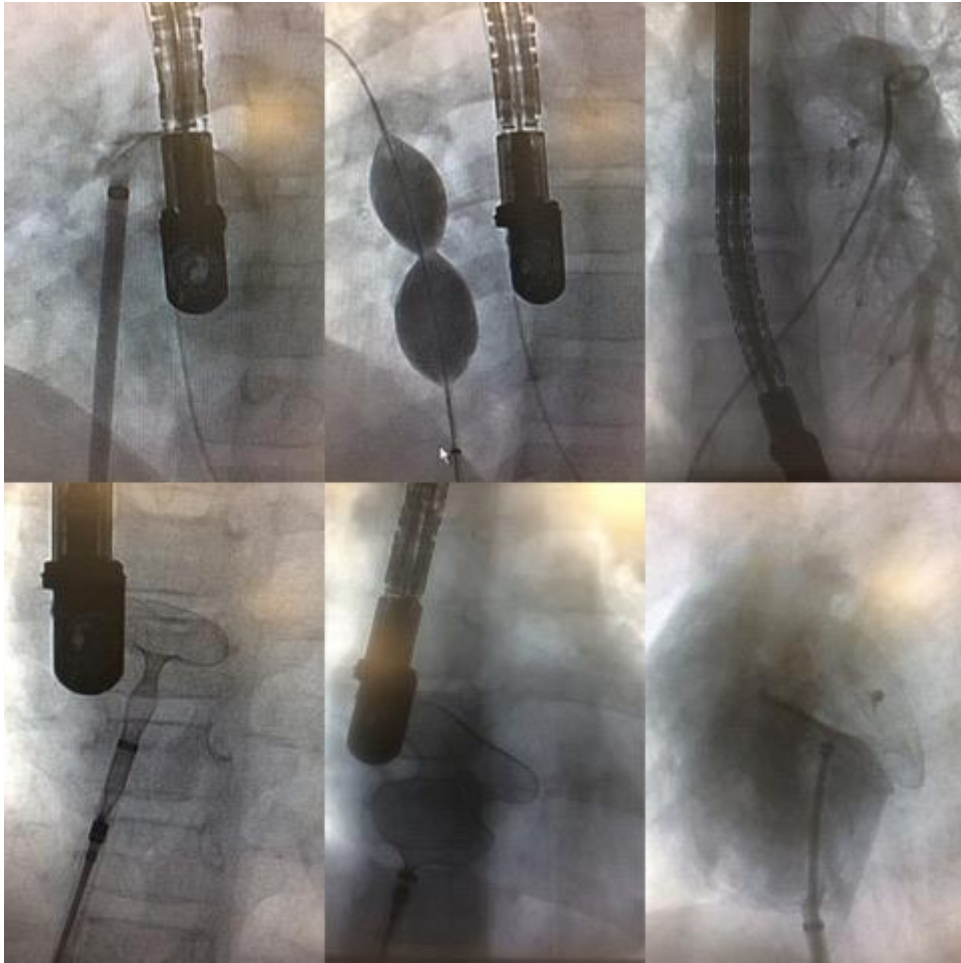
- Δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια. Η μεσοκοιλιακή επικοινωνία αναγκάζει τον δεξί κόλπο να εργάζεται σκληρότερα, αφού αντλεί περισσότερο αίμα προς τους πνεύμονες. Αυτό με το χρόνο κουράζει την καρδιά με αποτέλεσμα να μην αντλείτε όπως θα έπρεπε το αίμα στο σώμα.
- Αρρυθμίες. Η επιπλέον ποσότητα αίματος που ρέει προς το δεξί κόλπο οδηγεί ως επί το πλείστον σε αύξηση των διαστάσεων του δεξί κόλπου. αυτό μπορεί να προκαλέσει αρρυθμίες στον ασθενή.
- Ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο(Stroke). Συνήθως οι πνεύμονες φιλτράρουν μικρούς θρόμβους αίματος που μπορεί να σχηματιστούν στη δεξιά πλευρά της καρδιάς. Όμως μέσω της οπής που υπάρχει στο διάφραγμα οι θρόμβοι αυτοί μπορεί να περάσουν από την δεξιά στην αριστερή πλευρά της καρδιάς και να αντληθεί στο υπόλοιπο σώμα. Αυτού του είδους θρόμβου μπορεί να ταξιδέψει μέσω μιας αρτηρίας στον εγκέφαλο και να προκαλέσει εγκεφαλικό επεισόδιο.
- Πνευμονική υπέρταση (pulmonary hypertension-HP). Η αυξημένη αιμάτωση της πνευμονικής κυκλοφορίας προκαλεί αυξημένη πίεση στις πνευμονικές αρτηρίες. Οι αρτηρίες αυτές μεταφέρουν αίμα από την καρδιά στους πνεύμονες για να πάρει οξυγόνο. Η πνευμονική υπέρταση, μπορεί να

βλάψει τις αρτηρίες και τα μικρά αιμοφόρα αγγεία στους πνεύμονες. Γίνονται πιο παχιά και πιο σκληρά καθιστώντας πιο δύσκολο για το αίμα να ρέει μέσα από αυτά.

Οι παραπάνω επιπλοκές αναπτύσσονται ύστερα από πολλά χρόνια και δεν συμβαίνουν στα παιδιά. Επίσης είναι σπάνιο να εμφανιστούν σε κάποιον ενήλικα καθώς η σπλή αν είναι μικρή συνήθως κλείνει μόνη της. <sup>[18]</sup>

### 3.2.3 Θεραπεία της μεσοκολπικής επικοινωνίας (ASD) με καθετήρα

Η μεσοκολπική επικοινωνία μπορεί να θεραπευτεί είτε με φάρμακα, είτε με καθετηριασμό, είτε με χειρουργείο. Η σύσταση να κλείνονται οι αιμοδυναμικά σημαντικές επικοινωνίες στην παιδική ηλικία γίνεται για να μην επιβαρυνθεί περαιτέρω η καρδιά στην ενήλικη ζωή και να αποφθευθούν οι αρρυθμίες που προέρχονται από τη διάταση της καρδιάς. Στο παρελθόν, ο μόνος τρόπος σύγκλεισης των επικοινωνιών αυτών ήταν χειρουργικός. Κατά τη διάρκεια του χειρουργείου, η καρδιά σταματά και ο χειρουργός κλείνει την τρύπα με τη χρήση ενός εμβλώματος ή με απευθείας συρραφή. Το χειρουργείο είναι μία επιτυχής και ασφαλής μέθοδος, αλλά απαιτείται χειρουργική διάνοιξη του θώρακος, άνοιγμα-καρδιοτομή της καρδιάς και σύγκλειση του ελλείματος με τη βοήθεια της εξωσωματικής κυκλοφορίας υπό την χορήγηση ξένου αίματος, μία διαδικασία που αφήνει ουλή στο θώρακα. Τις τελευταίες τρεις δεκαετίες, έχει αναπτυχθεί μία εναλλακτική μέθοδος σύγκλεισης διαδερμικά με καθετηριασμό καρδιάς, η οποία είναι κατάλληλη για τις περισσότερες, αλλά όχι για όλες, τις επικοινωνίες. Η καταλληλότητα σύγκλεισης μίας μεσοκολπικής επικοινωνίας με ομπρέλα, διαδερμικά ή μη, κρίνεται από τον ειδικό παιδοκαρδιολόγο.<sup>[19]</sup>



Εικόνα 19: Διαδικασία σύγκλεισης μεσοκολπικής επικοινωνίας με καθετηριασμό, με τοποθέτηση ομπρέλας.<sup>[18]</sup>

Η επεμβατική διαδικασία γίνεται υπό την αναισθησία του ασθενή. Υπό τη νάρκωση, ένας μικρός εύκαμπτος σωλήνας (καθετήρας) εισάγεται σε ένα αιμοφόρο αγγείο στη βουβωνική χώρα, μεταξύ μηρού και κάτω κοιλίας, και οδηγείται προς την καρδιά. Ταυτόχρονα λαμβάνονται μετρήσεις της πίεσης του αίματος και του οξυγονου στους τέσσερις θαλάμους της καρδιάς, της πνευμονικής αρτηρίας αλλά και της αορτής. Για την καλύτερη απεικόνιση της δομής της καρδιάς εγχέεται και σκιαγραφικό υλικό στην πνευμονική αρτηρία. Μετά τον οξυμετρικό έλεγχο, ο ιατρός τοποθετεί μία ειδική συσκευή (ομπρέλα) προκειμένου να κλείσει την οπή του διαφράγματος και ως εκ τούτου να σταματήσει τη ροή του αίματος από τον αριστερό προς τον δεξιό κόλπο της καρδιάς. Το μέγεθος της ομπρέλας καθορίζεται από το μέγεθος της οπής.<sup>[18]</sup>





Εικόνα 20 : Συσκευή (ομπρέλα) που χρησιμοποιείται για τη σύγκλιση της μεσοκολπικής επικοινωνίας<sup>[19]</sup>

Με την τοποθέτηση της ομπρέλας μπορεί να συγκλειστεί μία μεσοκολπική επικοινωνία των σαράντα χιλιοστών περίπου. Αφού περάσουν μερικές εβδομάδες η ομπρέλα θα έχει ενδοθηλιοποιηθεί, δηλαδή θα έχει καλυφθεί από στοιβάδα κυττάρων. Η διαδικασία αυτή έχει ελεγχθεί σε χιλιάδες ασθενείς μέχρι τώρα και έχει ληφθεί η πληροφορία πως τα υλικά που χρησιμοποιούνται (πλαστικά, μεταλλικά, τεφλόν και νάιλον) δεν προκαλούν συχνά παρενέργειες στο ανθρώπινο οργανισμό.

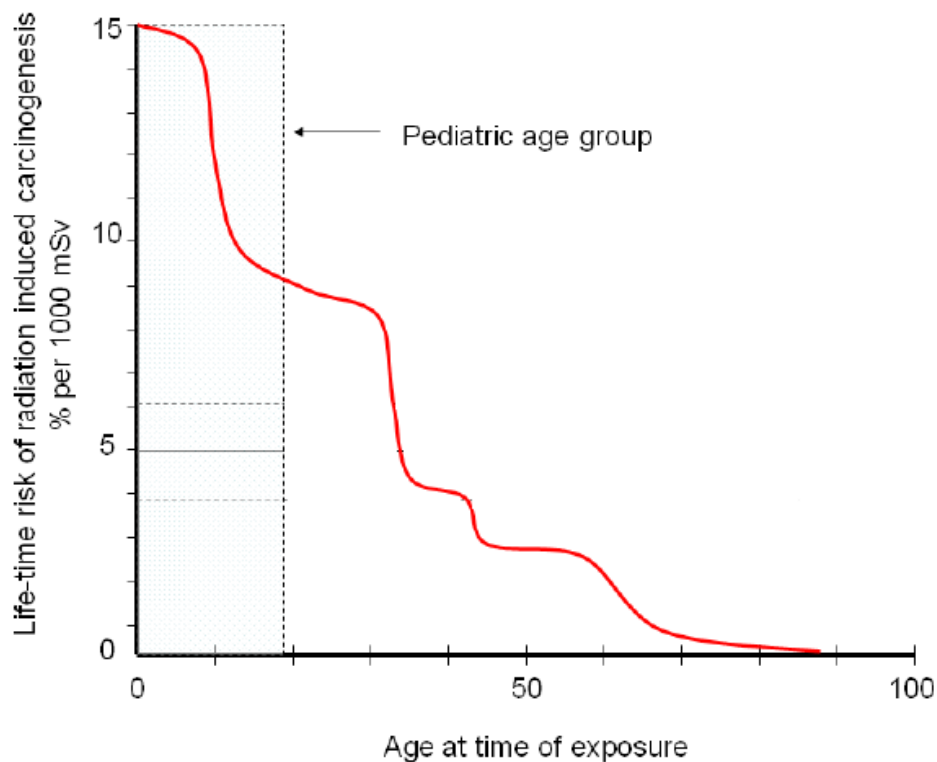
Παρόλο που η επεμβατική αυτή διαδικασία είναι πολύ αποτελεσματική και καθόλου χρονοβόρα μπορεί να υπάρξουν πιθανές επιπλοκές, όπως, αρρυθμία, αλλεργία στο σκιαγραφικό υλικό, αιμοραγίες, λοιμώξεις, τραυματισμό του ιστού, θρόμβωση, εμβολή της μικροσυσκευής και εμβολή αέρος. Οι επιπλοκές αυτές αποτελούν ένα πολύ μικρό ποσοστό και σε περίπτωση αποτυχίας είναι δυνατόν να αντιμετωπισθεί χειρουργικά η συγγενή αυτά καρδιοπάθεια. <sup>[18]</sup>



## 4. Καρκινικό ρίσκο (Lifetime Risk)

Η επαγωγή καρκίνου είναι αναμφισβήτητα το πιο σημαντικό και το πιο επίφοβο αποτέλεσμα της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Ειδικά τα παιδιά, είναι πάρα πολύ ευάλωτα στις ογκογόνες επιδράσεις της ακτινοβολίας. Οι ιστοί και τα όργανα τα οποία μεγαλώνουν και είναι ακόμη υπό ανάπτυξη είναι πολύ πιο ευάλωτα από τα αντίστοιχα ανεπτυγμένα. Όλα τα αποτελέσματα της ακτινοβολίας έχουνε μία λανθάνουσα περίοδο, η οποία είναι το διάστημα μεταξύ της έκθεσης σε κάποια μορφή ακτινοβολίας μέχρι τα πρώτα συμπτώματα της επίδρασης. Έτσι, καταλαβαίνουμε πως τα παιδιά έχουν μεγαλύτερη λανθάνουσα περίοδο από ότι οι ενήλικες και αυτός είναι ένας ακόμη παράγοντας που καθιστά ακόμη πιο επικίνδυνη την έκθεση σε ακτινοβολία, καθώς υπάρχει μεγαλύτερο χρονικό περιθώριο για την ανάπτυξη κάποιας μορφής καρκίνου.

Όσο αφορά τις διαδικασίες καθετηριασμού, τα παιδιά δέχονται ακόμη μεγαλύτερη ακτινοβολία καθώς ο χρόνος ακτινοσκόπησης είναι σίγουρα μεγαλύτερος. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα αγγεία τους και ιδιαίτερα τα αγγεία των νεογνών είναι πολύ μικρά και αυτό δυσκολεύει τον υπεύθυνο ιατρό να περάσει τον καθετήρα και να τον κατευθύνει. Στην εικόνα 21 φαίνεται το διάγραμμα του ρίσκου για καρκινογένεση ανάλογα με την ηλικία, όπως αυτό έχει δημοσιευθεί από την ICRP<sub>60</sub>. Για παιδιά ηλικίας 0-15 ετών το ρίσκο είναι περίπου 10-15 % ανά 1000 mSv, ενώ για ηλικίες άνω των 60 το ρίσκο αυτό είναι σχεδόν μηδενικό.



Εικόνα 21: Διάγραμμα καρκινικού ρίσκου ανά ηλικιακή ομάδα (ICRP<sub>60</sub>)<sup>[20]</sup>





## **B. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

### **1. ΣΚΟΠΟΣ**

Σύμφωνα με τα διεθνή δεδομένα, παγκοσμίως το 20% της συλλογικής δόσης ακτινοβολίας του πληθυσμού από όλες τις φυσικές και τεχνητές πηγές ακτινοβολιών προέρχεται από τις ιατρικές εφαρμογές, οι οποίες αποτελούν την κύρια πηγή έκθεσης του πληθυσμού σε ανθρωπογενείς (τεχνητά παραγόμενες) ακτινοβολίες. Το ποσοστό αυτό είναι 50% στις προηγμένες χώρες. Πιο ειδικά, ο άνθρωπος δέχεται ακτινοβολία όταν υποβάλλεται σε ακτινολογικές διαγνωστικές εξετάσεις (αξονικές τομογραφίες, ακτινογραφίες, μαστογραφίες, κ.λπ), σε διαγνωστικές εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής (σπινθηρογραφήματα, Positron Emision Tomography-PET CT κ.λπ) και επεμβατικές ακτινολογικές διαδικασίες (αγγειοχειρουργικές και καρδιολογικές επεμβάσεις, αγγειοπλαστικές, τοποθέτηση βηματοδοτών κ.λπ). Σημαντικό επίσης είναι το γεγονός ότι ο ασθενής που υποβάλλεται σε θεραπευτικές διαδικασίες εκτίθεται σε αρκετά υψηλές δόσεις ακτινοβολίας, ανάλογα με την θεραπεία και τα χαρακτηριστικά του ασθενή.

Για την προστασία επομένως του ασθενή αλλά και των ατόμων που βρίσκονται κοντά στο σημείο της εξέτασης γίνεται, μέσω παραμέτρων, υπολογισμός της ενεργού δόσης (effective dose) αλλά και του καρκινικού ρίσκου (cancer risk). Ειδικότερα, τα παιδιά είναι πολύ πιο ευαίσθητα στην ιοντίζουσα ακτινοβολία. Αυτό συμβαίνει διότι έχουν μεγαλύτερο προσδόκιμο ζωής και επειδή τα όργανά τους δεν είναι πλήρως ανεπτυγμένα και τα κύτταρά τους αναπτύσσονται πολύ γρήγορα, αφήνοντας έτσι πολύ χρόνο στα καρκινικά κύτταρα να πολλαπλασιαστούν. Επίσης λόγω του ότι η ασθένεια αυτή εμφανίζεται εκ γενετής, ο ασθενής υποβάλλεται περισσότερες φορές σε αυτή τη μορφή ακτινοβολίας. Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω καθίσταται αναγκαία η ενημέρωση των ακτινοφυσικών για τα όρια ακτινοβολήσης, αλλά και από τους ιατρούς και τους τεχνολόγους ο σωστός χειρισμός των συστημάτων ακτινοβολήσης.

Στη συγκεκριμένη εργασία γίνεται μέτρηση της δόσης ακτινοβολίας στον αξονικό τομογράφο και στον αγγειογράφο (Μεσοκολπική επικοινωνία-ASD) σε παιδιατρικούς ασθενείς του Ωνάσειου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου (ΩΚΚ) καθώς και σύγκριση των αποτελεσμάτων με άλλες μελέτες που έχουν γίνει στην Ευρώπη. Ακόμη μέσω της ενεργού δόσης (effective dose) γίνεται ποσοστιαία εκτίμηση του καρκινικού ρίσκου (lifetime risk).

## 2. Υλικά και Μεθοδολογία

Η εργασία διεξήχθη στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο (ΩΚΚ) στο τμήμα της αξονικής τομογραφίας αλλά και στο αιμοδυναμικό εργαστήριο.

Το τμήμα της αξονικής τομογραφίας αποτελείται από το προσωπικό που χειρίζεται τα μηχανήματα, το προσωπικό που είναι υπεύθυνο για την σωστή τοποθέτηση και την ενημέρωση του ασθενή καθώς και τον αξονικό τομογράφο διπλής λυχνίας της Siemens, τον SOMATOM Definition As.

Technical Parameters	Parameters
kVp	120
Effective mAs	See chart
Care Dose Reference mAs	N/A
Time (Rotation)	0.33 sec
Average Acquisition Time	6-8 sec
Collimation	64 x 0.6mm
Pitch Value	0.65
Scan Direction	Craniocaudal
Comments: The effective mAs is adjusted using guidelines based upon the patient's age.	

Reconstruction Parameters	Soft Tissue	Thin Data	Bone
Slice Thickness	5mm	1.0mm	3mm
Reconstruction Spacing	5mm	0.8mm	3mm
Reconstruction Algorithm	C30s	C20s	B80f
Window Width and Level	100 / 30	100 / 30	2500 / 500
Reconstruction Comments: Coronal and sagittal reconstructions are performed. True axial MPR images are generated when patients are unable to be positioned correctly.			

Εικόνα 1: Προτόκολο αξονικού τομογράφου για παιδιατρική εξέταση εγκεφάλου [Πηγή : <http://www.ctisus.com/redesign/protocols/pediatric?64-pediatric> ]

Technical Parameters	Parameters
kVp	100
Effective mAs	See chart
Care Dose Reference mAs	See chart
Time (Rotation)	0.33 sec
Average Acquisition Time	4-5 sec
Collimation	64 x 0.6mm
Pitch Value	2.5-3.0
Scan Direction	Craniocaudal
Comments: The effective mAs is determined by a weight based chart for patients under 100 lbs. CareDose can be used with a 125 reference mAs.	

Reconstruction Parameters	Soft Tissue	Thin Data	Lung
Slice Thickness	3mm	0.75mm	3mm
Reconstruction Spacing	3mm	0.5mm	3mm
Reconstruction Algorithm	B30f	B20f	B80f
Window Width and Level	410 / 10	410 / 10	1600 / -500
Reconstruction Comments: Coronal and sagittal reconstructions are performed. A Hires 1mm x 10mm recon is also performed using a B80f reconstruction algorithm and a window width and level of 1600 / -500			

Εικόνα 2: Πρωτόκολλο αξονικού τομογράφου για παιδιατρική εξέταση θώρακος [Πηγή : <http://www.ctisus.com/redesign/protocols/pediatric?64-pediatric> ]

Examination	Age group	Set parameters					
		Voltage (kV)	$Q_{ref}^d$ (mAs)	Rotation time (s)	Pitch	Detector configuration	Beam collimation (mm)
CT brain	0-6 months	120	150	0.75	Axial	12×1.5 mm	18
	6 months to 3 years	120	150	0.75	Axial	12×1.5 mm	18
	3-6 years	120	200	0.75	Axial	12×1.5 mm	18
	6-10 years	120	240	0.75	Axial	12×1.5 mm	18
	>10 years	120	270	0.75	Axial	12×1.5 mm	18
CT chest	<5 years	80	65	0.50	1.00	16×1.5 mm	24
	5-10 years	100	80	0.50	1.00	16×1.5 mm	24
	>10 years	120	80	0.50	1.00	16×1.5 mm	24

Εικόνα 3 : Πρωτόκολλο αξονικού τομογράφου ανά ηλικιακή ομάδα για εξέταση εγκεφάλου και θώρακος. [Πηγή : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3500792/table/bjr-85-1488-t001/> ]

Το αιμοδυναμικό εργαστήριο εκτός από το προσωπικό που συντονίζει τη διαδικασία (ιατροί, τεχνολόγοι, νοσοκόμοι, κ.λπ), αποτελείται από τρεις αίθουσες. Στην αίθουσα Α χρησιμοποιείται αγγειογράφος Siemens Biplane με διπλή λυχνία, στην αίθουσα Β χρησιμοποιείται ψηφιακός αγγειογράφος Philips

Integris με την τεχνολογία Flat Panel και στην αίθουσα Γ χρησιμοποιείται αγγειογράφος Siemens.

Τα δεδομένα συλλέχθηκαν από τα συστήματα και τα αρχεία του νοσοκομείου και αφορούν διαγνωστικές πράξεις από τον Ιανουάριο του 2007 έως και τον Μάρτιο του 2017 στον αξονικό τομογράφο, ενώ στο αιμοδυναμικό αφορούν διαγνωστικές αλλά και επεμβατικές πράξεις από τον Ιανουάριο του 2013 έως και τον Μάρτιο του 2017.

## ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ

Στον αξονικό τομογράφο έγινε μελέτη σε εξετάσεις θώρακος και εγκεφάλου καθώς μόνο εκεί είχαμε αρκετά στοιχεία. Οι ασθενείς χωρίστηκαν σε ηλικιακές ομάδες 0-1 ετών, 1-5 ετών και 5-10 ετών. Για τον κάθε ασθενή λήφθηκαν τα παρακάτω στοιχεία:

- Το ονομάτεπώνυμο και ο αριθμός μητρώο του ασθενή
- Η ημερομηνία εξέτασης
- Το είδος της εξέτασης
- Τα kVp και το mAs της εξέτασης
- Ο χρόνος περιστροφής (rotation time)
- Το παχος της τομής (slice thick)
- Το pitch
- Το CTDI<sub>vol</sub>
- Το DLP
- Το βάρος και το ύψος του ασθενή

Τα δεδομένα από τις αξονικές τομογραφίες του εγκεφάλου αφορούν 50 ασθενείς (18 παιδιά από 0-1 ετών, 17 παιδιά από 1-5 ετών και 15 παιδιά από 5-10 ετών). Οι τιμές του mAs σε αυτές τις εξετάσεις κυμαίνονται από 190-250 για την ηλικιακή ομάδα 0-1 ετών, από 150-450 για την ηλικιακή ομάδα 1-5 ετών και από 300-450 για την ηλικιακή ομάδα 5-10 ετών. Αντίστοιχα, 58 ασθενείς (20 ασθενείς από 0-1 ετών, 17 ασθενείς από 1-5 ετών και 21 ασθενείς από 5-10 ετών) υποβλήθηκαν σε εξετάσεις που αφορούσαν αξονικές τομογραφίες θώρακος. Οι τιμές του mAs κυμαίνονται από 50 έως 300 σε αυτού του είδους τις εξετάσεις.

Για την μέτρηση της ενεργού δόσης του κάθε ασθενή πολλαπλασιάστηκε το DLP του κάθε ασθενή ξεχωριστά με έναν συντελεστή μετατροπής, ο οποίος αλλάζει ανά ηλικία και ανά εξέταση. Σύμφωνα με την International Commission on Radiological Protection και συγκεκριμένα την δημοσίευση 103(ICRP<sub>103</sub>)<sup>[22]</sup> οι συντελεστές αυτοί δίνονται στον Πίνακα 1,2.

### ΠΙΝΑΚΑΣ 1

<i>ΕΞΕΤΑΣΗ</i>	<i>ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ</i>	<i>ICRP<sub>103</sub></i>
<i>CT εγκεφάλου</i>	0-6 μηνών	0.0085
	6 μηνών έως 3 ετών	0.0053
	3-6 ετών	0.0035
	6-10 ετών	0.0027
	>10 ετών	0.0019

### ΠΙΝΑΚΑΣ 2

<i>ΕΞΕΤΑΣΗ</i>	<i>ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ</i>	<i>ICRP<sub>103</sub></i>
<i>CT θώρακος</i>	< 5 ετών	0.0260
	5-10 ετών	0.0140
	> 10 ετών	0.0120

Ακόμη προκειμένου να έχουμε κάποιες πιο αντιπροσωπευτικές τιμές και λόγω της διασποράς που μπορεί να υπάρχει, εκτός από τις μέσες τιμές, υπολογίζονται οι median και οι 3<sup>rd</sup> quartile τιμές του CTDI<sub>vol</sub>, του DLP αλλά και της ενεργού δόσης. Αυτό έγινε, ταξινομώντας τα δεδομένα μας με άξουσα σειρά και καταγράφοντας την τιμή που βρίσκεται στη μέση και στα  $\frac{3}{4}$  των ταξινομημένων μετρήσεων. Στη συνέχεια, γίνεται σύγκριση των μέσων τιμών του CTDI<sub>vol</sub> και του DLP που μετρήθηκε στο Ωνάσειο με εκείνα που έχουν υπολογιστεί στην Γερμανία, την Αγγλία και την Ελβετία. Τέλος, εκτιμάται ποσοστιαία το κακρινικό ρίσκο που έχουν τα παιδιά που υποβάλλονται σε αξονικές τομογραφίες, σύμφωνα με δημοσίευση της ICRP<sub>60</sub>.

### **ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ**

Όσο αφορά το αιμοδυναμικό εργαστήριο, έρευνα της δόσης έγινε σε ασθενείς με μεσοκολπική επικοινωνία (Atrial Septal Defect-ASD), που διεξήχθησαν στην αίθουσα Α. Οι ασθενείς ομαδοποιήθηκαν με βάση την ηλικία τους από 5-10 ετών και από 10-15 ετών καθώς δεν θα ήταν αντιπροσωπευτικό κάποιο αποτέλεσμα για ασθενείς κάτω των 5 ετών. Τα δεδομένα αφορούν 78 ασθενείς (50 παιδιά από 5-10 ετών και 28 παιδιά από 10-15 ετών), εκ των οποίων 41 από αυτά ήταν

κορίτσια(26 από 5-10 ετών και 15 από 10-15 ετών) και 37 αγόρια(24 από 5-10 ετών και 13 από 10-15 ετών). Τα στοιχεία του κάθε ασθενή, για οποιαδήποτε προβολή(εμπρόσθια, λοξή, πλάγια,οπίσθια), συμπεριλάμβαναν :

- Το αιμοδυναμικό εργαστήριο και το μηχάνημα το οποίο χρησιμοποιήθηκε
- Την ημερομηνία εξέτασης
- Το είδος της εξέτασης
- Την ώρα εισόδου και εξόδου του ασθενή από την αίθουσα
- Το ονομάτεπώνυμο του ασθενή καθώς και το μητρώο του
- Το ύψος του ασθενούς σε cm
- Το βάρος του ασθενούς σε kg
- Το όνομα του Ιατρού που πραγματοποιεί την εξέταση
- Το είδος του σκιαγραφικού και την ποσότητά του
- Το συνολικό χρόνο ακτινοσκόπηση σε min
- Η συνολική δόση KAP σε Gy·cm<sup>2</sup> όπως καταγράφηκε από τον ενσωματωμένο μετρητή στο μηχάνημα

Για να βρούμε τα συνολικά frames της κάθε εξέτασης πολλαπλασιάσαμε τα frames της κάθε ακτινοσκόπησης με τον χρόνο της ακτινοσκόπησης και στη συνέχεια τα προσθέσαμε. Μέσω του βάρους και του ύψους υπολογίστηκε ο Δείκτης Μάζας Σώματος (Body Mass Index-BMI) του κάθε ασθενή, ο οποίος δίνεται από τη σχέση :

$$BMI = \frac{\text{βάρος}}{\text{ύψος}^2} \text{ (kg/m}^2\text{)}$$

Ακόμη πολλαπλασιάζοντας το βάρος με τον χρόνο ακτινοσκόπησης λάβαμε για κάθε περίπτωση τον όρο WFP(Weight Fluoroscopy Product). Για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης, πολλαπλασιάστηκε το KAP του κάθε ασθενή με έναν συντελεστή μετατροπής ανάλογα με την ηλικία του, αφού όλες οι εξετάσεις αφορούσαν πάθηση μεσοκολπικής επικοινωνίας. Οι συντελεστές μετατροπής έχουν υπολογιστεί και δημοσιευθεί στο The British Journal of Radiology το 2009 (Karambatsakidou et al.)<sup>[23]</sup>. Για κάθε όρο εκτός από τη μέση τιμή υπολογίστηκε η median, η 3<sup>rd</sup> quartile τιμή καθώς και η τυπική απόκλιση.

### **ΠΙΝΑΚΑΣ 3**

<i>ΕΞΕΤΑΣΗ</i>	<i>ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ(έτη)</i>	<i>ICRP<sub>103</sub></i>
<i>ASD</i>	0-0.5	3.7
	0.51-2.5	1.9
	2.51-7.5	1.0
	7.51-12.5	0.7
	12.51-18	0.4

### 3. Ανάλυση Αποτελεσμάτων

#### ΑΞΟΝΙΚΟΣ

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω τα στοιχεία που συλλέχθηκαν ομαδοποιήθηκαν με βάση την ηλικία από 0-1 ετών , 1-5 ετών και 5-10 ετών. Στον ΠΙΝΑΚΑ 4 δίνονται η ηλικία, τα kVp, το CTDI<sub>vol</sub>, το DLP, το βάρος, το ύψος καθώς και το effective dose του κάθε ασθενή που υποβλήθηκε σε αξονική τομογραφία εγκεφάλου.

#### ΠΙΝΑΚΑΣ 4

##### *ΗΛΙΚΙΑ: 0-1 ΕΤΩΝ*

ΗΛΙΚΙΑ	kVp	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)	Βάρος (kg)	Ύψος (cm)	Effective dose (mSv)
5M	80	7,18	120	4,2	57	1,02
4M	80	9,39	162			1,38
4M	80	9,39	164			1,39
4M	120	15,64	280	4,6	58	2,38
2M	120	15,97	248	3,7		2,11
2M	120	15,97	240	4,5	56	2,04
4EB	120	15,13	247	1,99	50	2,10
2EB	120	25,65	403	3,5	53	3,43
2EB	80	7,51	99	2,23	41	0,84
13HM	120	16,31	235	2,9	50	2,00
9M	120	17	279			1,48
7M	120	17,99	287	7,2	70	1,52
7M	120	16,64	30	4,9	64	0,16
7M	120	19,5	308	4,8	62	1,63
18M	80	7,9	139	7		0,74
6M	120	16,64	291	7,8	71	1,54
11M	120	18,15	339	9,6	73	1,80
11M	120	22,86	464	9,6	73	2,46



**ΗΛΙΚΙΑ: 1-5 ΕΤΩΝ**

<b>ΗΛΙΚΙΑ</b>	<b>kVp</b>	<b>CTDI<sub>vol</sub> (mGy)</b>	<b>DLP (mGy·cm)</b>	<b>Βάρος (kg)</b>	<b>Ύψος (cm)</b>	<b>Effective dose (mSv)</b>
4Ετ	120	17,99	360	15	103	1,26
4Ετ	120	19,67	393			1,38
2Ετ	120	13,78	255	13	92	1,35
2Ετ	80	5,66	101	10,6	87	0,54
2Ετ	120	29,75	497	9,3	79	2,63
2Ετ	80	17,68	317	11,6	82	1,68
2Ετ	120	19,33	350	10	86	1,86
23Μ	120	18,66	336	10	86	1,78
21Μ	120	19,84	395	10,7	80	2,09
21Μ	120	17,32	308	9,3	84	1,63
17Μ	120	18,49	351	10	80	1,86
15Μ	120	50,92	789			4,18
14Μ	120	18,389	356			1,89
14Μ	120	26,67	467			2,48
18Μ	80	7,9	139	7,0		0,74
5Ετ	100	29,73	494	17	106	2,62
3Ετ	120	16,98	292	11,5	87	1,55

### ΗΛΙΚΙΑ: 5-10 ΕΤΩΝ

ΗΛΙΚΙΑ	kVp	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)	Βάρος (kg)	Ύψος (cm)	Effective dose (mSv)
11Ετ	100	25,38	513	40	152	0,97
10Ετ	100	25,38	490			0,93
9Ετ	120	63,04	1179	28,8	100	3,18
9Ετ	120	63,39	1116	29	100	3,01
9Ετ	120	63,39	1116	29	100	3,01
9Ετ	120	63,056	1081	38	134	2,92
8Ετ	80	38,12	639	22,7	123	1,73
8Ετ	120	63,22	1233	39	130	3,33
8Ετ	120	63,23	1100	25	140	2,97
8Ετ	120	24,71	447	19,9	128	1,21
8Ετ	120	23,87	449	19,9	128	1,21
8Ετ	120	63,23	1113	25	140	3,01
8Ετ	120	49,27	845	31	117	2,28
8Ετ	120	63,39	1166			3,15
6Ετ	120	63,23	1078			3,77

Σε μερικούς ασθενείς δεν καταγράφονται το ύψος και το βάρος, αλλά λήφθηκαν σαν μετρήσεις αφού γνωρίζαμε το CTDI<sub>vol</sub> και το DLP, και επομένως μπορούσε να υπολογιστεί η ενεργός δόση.

Στη συνέχεια, στον ΠΙΝΑΚΑ 5 υπολογίστηκαν οι μέσες τιμές των μεγεθών CTDI<sub>vol</sub>, DLP και effective dose, ανά ηλικιακή ομάδα για εξετάσεις εγκεφάλου. Σε

παρένθεση καταγράφονται η ελάχιστη τιμή, η μέγιστη τιμή καθώς και η τυπική απόκλιση του κάθε δείκτη, προκειμένου να γνωρίζουμε με περιληπτικό και αντικειμενικό τρόπο την ανομοιογένεια των τιμών.

### ΠΙΝΑΚΑΣ 5

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ	mean CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	mean DLP (mGy·cm)	mean Effective dose (mSv)
CT εγκεφάλου	0-1 ετών	15.27 [7.18;25.65;34%]	220.75 [30;403;42%]	1,61 [0.16;3.43;47%]
	1-5 ετών	20,52 [5.66;50.92;49%]	364.71 [101;789;42%]	1,85 [0.54;4.18;44%]
	5-10 ετών	50.39 [23.87;63.39;34%]	904.33 [447;1233;34%]	2.45 [0.93;3.77;39%]

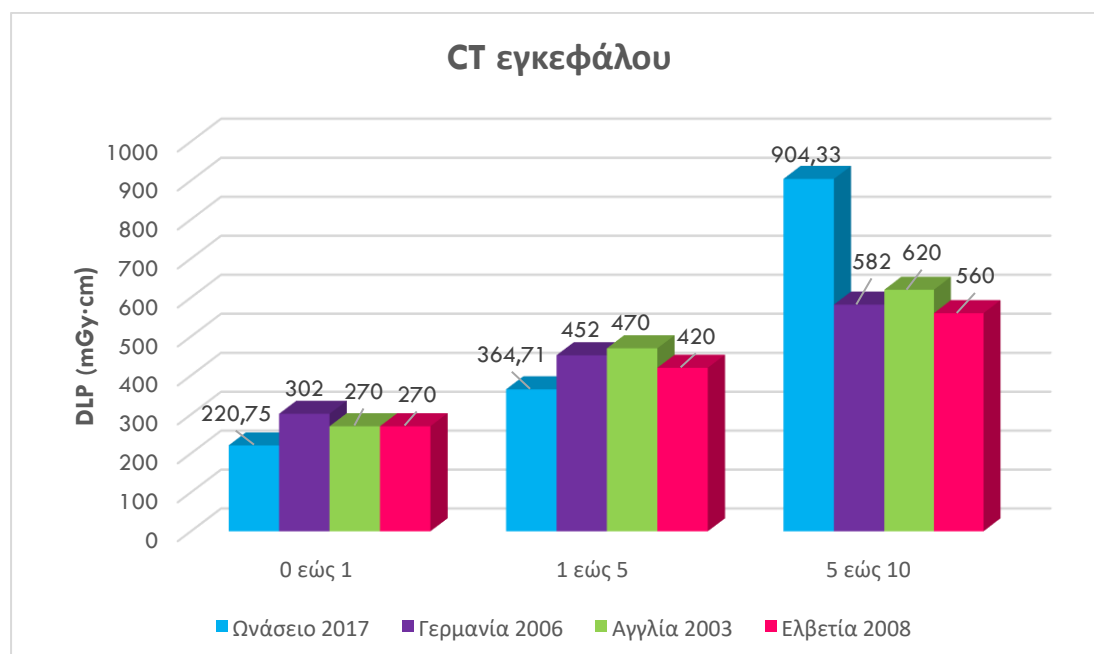
Παρατηρείται, όπως ήταν αναμενόμενο, αύξηση των τιμών καθώς αυξάνεται η ηλικία και αυτό λόγω του ύψους και του βάρους, τα οποία αυξάνονται ανάλογα με την ηλικία τις περισσότερες φορές. Αξιοπρόσεκτο είναι το γεγονός ότι στις ηλικιακές ομάδες 0-1 και 1-5 ετών η απόκλιση είναι αρκετά μεγαλύτερη από ότι είναι στην ηλικιακή ομάδα των 5-10 ετών. Συγκεκριμένα το γινόμενο Δόσης-Μήκους έχει αρκετά μεγάλη απόκλιση, δηλαδή υπάρχει μεγάλη απόκλιση στο μήκος ακτινοσκόπησης, που λόγω του μικρού ύψους των ασθενών αυτών των ηλικιακών ομάδων είναι πολύ εύκολο να παρεκκλίνει.

Στον ΠΙΝΑΚΑ 6 παρουσιάζονται οι median και 3<sup>rd</sup> quartile τιμές του CTDI<sub>vol</sub>, του γινόμενου Δόσης-Μήκους καθώς και της ενεργού δόσης. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω αυτές υπολογίζονται ταξινομώντας τα δεδομένα κατά αύξουσα σειρά και καταγράφοντας το δεδομένο που βρίσκεται στο 50% και στο 75% των αριθμών των δεδομένων. Διαπιστώνετε ότι το 75% των ασθενών που υποβλήθηκαν σε αξονικές τομογραφίες εγκεφάλου έλαβε λιγότερο από 3 mSv. Ειδικότερα το 75% της ηλικιακής ομάδας 0-1 ετών έλαβε λιγότερο από 2.37 mSv, το 75% της ηλικιακής ομάδας 1-5 ετών έλαβε λιγότερο από 2.08 mSv και το 75% της ηλικιακής ομάδας 5-10 ετών έλαβε λιγότερο από 3.01 mSv.

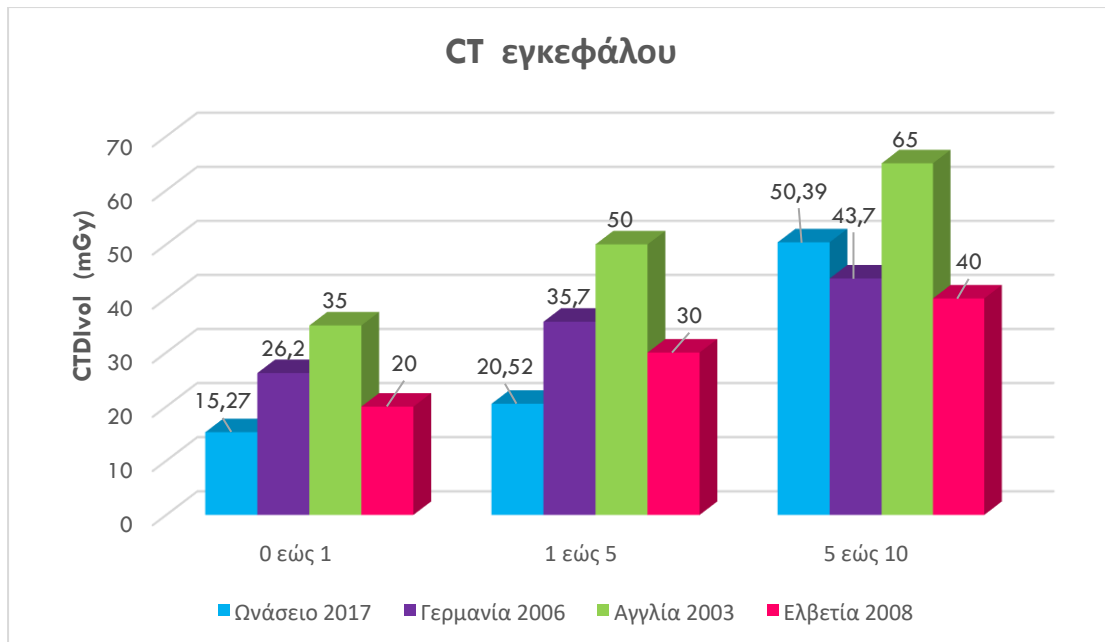
### ΠΙΝΑΚΑΣ 6

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ	median CTDI <sub>vol</sub>	3 <sup>rd</sup> quartile CTDI <sub>vol</sub>	median DLP	3 <sup>rd</sup> quartile DLP	median effective dose	3 <sup>rd</sup> quartile effective dose
CT εγκεφάλου	0-1 ετών	15,97	16,64	240	279	1,27	2,37
	1-5 ετών	18,49	19,67	351	393	1,86	2,08
	5-10 ετών	63,04	63,23	1078	1113	2,91	3,01

Στα ιστογράμματα 1 και 2 γίνεται σύγκριση των μέσω τιμών του DLP και του CTDI<sub>vol</sub>, αντίστοιχα, που υπολογίστηκαν από τα δεδομένα του Ωνάσειου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου, με αντίστοιχες μελέτες που έχουν γίνει στη Γερμανία το 2006<sup>[24]</sup>, στην Αγγλία το 2003<sup>[25]</sup> και στην Ελβετία το 2008<sup>[26]</sup> σε αξονικές τομογραφίες εγκεφάλου ανά ηλικιακή ομάδα. Τόσο η μέση τιμή του γινόμενου δόσης-μήκους όσο και η μέση τιμή του CTDI<sub>vol</sub> είναι πολύ πιο χαμηλά στις ηλικιακές ομάδες 0-1 και 1-5 ετών από τα αντίστοιχα των άλλων χωρών. Αυτό που κανείς παρατηρεί από τα ιστογράμματα είναι η πολύ μεγάλη διαφορά της μέσης τιμής του DLP συγκριτικά με τα υπόλοιπα και η λιγότερη μικρή διαφορά της μέσης τιμής του CTDI<sub>vol</sub> σε ασθενείς ηλικίας 5 εώς 10 ετών.



Ιστόγραμμα 1 : Σύγκριση της μέσης τιμής του DLP που μετρήθηκε στο Ωνάσειο με τα αντίστοιχα που μετρήθηκαν σε μελέτες της Γερμανίας, της Αγγλίας και της Ελβετίας.



Ιστογράμμα 2 : Σύγκριση της μέσης τιμής του CTDI<sub>vol</sub> που μετρήθηκε στο Ωνάσειο με τα αντίστοιχα που μετρήθηκαν σε μελέτες της Γερμανίας, της Αγγλίας και της Ελβετίας.

Στον ΠΙΝΑΚΑ 7 αναγράφονται τα στοιχεία των εξετάσεων θώρακος που λήφθηκαν από το σύστημα του αξονικού τομογράφου του νοσοκομείου, ανά ηλικιακή ομάδα, καθώς και η ενεργός δόση σε κάθε περίπτωση, η οποία προκύπτει πολλαπλασιάζοντας το DLP του κάθε ασθενή με τον αντίστοιχο συντελεστή ( ΠΙΝΑΚΑΣ 2) .

## ΠΙΝΑΚΑΣ 7

### *ΗΛΙΚΙΑ: 0-1 ΕΤΩΝ*

ΗΛΙΚΙΑ	kVp	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)	Βάρος (kg)	Ύψος (cm)	Effective dose (mSv)
6Εβ	100	1,41	20			0,52
3Μ	100	0,97	18			0,47
10Μ	100	1,59	32	8,8	70	0,83
8Μ	100	1,84	29	4,8	62	0,75
3Εβ	80	0,59	9	3,5	51	0,23
5Εβ	100	1,46	25	10	80	0,65

6Eβ	80	0,6	9	3,15		0,23
8Eβ	80	1,23	17	3,45	50	0,44
6M	80	0,76	14	5,45	63	0,36
4Eβ	80	0,74	13	3,7	50	0,34
3M	80	0,79	14	4,43	52	0,36
3M	80	0,61	10	3,5	55	0,26
3M	80	0,8	13	3,1		0,34
11M	80	0,86	18	6,4	74	0,47
8Eβ	80	0,56	8	17,7	100	0,21
4M	80	0,74	13	4,2	57	0,34
2M	80	0,29	4	4,6	50	0,10
3M	80	0,59	11	4,1		0,29
4M	80	0,52	8	3	50	0,21
2M	80	0,26	3			0,08

*ΗΛΙΚΙΑ: 1-5 ΕΤΩΝ*

ΗΛΙΚΙΑ	kVp	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)	Βάρος (kg)	Υψος (cm)	Effective dose (mSv)
4Eτ	80	0,63	15	14,9	105	0,39
4Eτ	80	1,96	19	13	97	0,49
3Eτ	80	1,32	27	14	85	0,70
2Eτ	80	0,99	18	8,6	70	0,47
2Eτ	80	1,41	29	8,6	70	0,75
2Eτ	80	0,92	17	7,83		0,44

2Eτ	80	1,05	22	10	85	0,57
5Eτ	80	1,25	39	27	119	1,01
22M	80	0,73	14	11,35	88	0,36
21M	80	0,74	15	8,6		0,39
5Eτ	80	0,85	19	20	120	0,49
17M	80	0,52	12	8,4	77	0,31
3Eτ	100	2,37	108	11,5	87	2,81
23M	80	1,24	42	10	86	1,09
2Eτ	80	0,74	26	10	86	0,68
17M	80	1,21	42	10	80	1,09
4Eτ	80	1,56	72	15	103	1,87

### ΗΛΙΚΙΑ: 5-10 ΕΤΩΝ

ΗΛΙΚΙΑ	kVp	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)	Βάρος (kg)	Ύψος (cm)	Effective dose (mSv)
6Eτ	120	3,89	109	19	110	1,53
9Eτ	120	5,02	134	38	1,34	1,87
8Eτ	120	4,04	125			1,75
8Eτ	120	3,86	107			1,49
8Eτ	120	3,58	97	25	140	1,36
8Eτ	120	3,24	105	30,1	138	1,47
6Eτ	100	0,84	21	22	120	0,29
6Eτ	100	2,22	52			0,73
9Eτ	80	1,27	35	23,7	131	0,49

7Ετ	120	3,35	107	24	118	1,49
8Ετ	100	6,58	182	31	117	2,55
8Ετ	100	4,21	116	35	130	1,62
8Ετ	80	0,85	23			0,32
8Ετ	80	1,61	40	18	116	0,56
6Ετ	80	0,58	14	21,1	120	0,19
8Ετ	100	2,5	130	25	140	1,82
8Ετ	120	3,66	182	25	140	2,55
9Ετ	120	10,51	615	29	100	8,61
9Ετ	120	6,34	343	29	100	4,80
9Ετ	120	5,41	291	28,8	100	4,07
9Ετ	80	1,06	61	32	135	0,85
9Ετ	120	6,33	340			4,76

Στον ΠΙΝΑΚΑ 8 έχουν μετρηθεί οι μέσες τιμές των μεγεθών ενώ στον ΠΙΝΑΚΑ 9 έχει γίνει υπολογισμός των median και 3<sup>rd</sup> quartile τιμών, ανά ηλικιακή ομάδα πάντα. Σε γενικές γραμμές η ανομοιομορφία (τυπική απόκλιση) των μετρήσεων είναι μεγάλη, πάνω από 50%. Ειδικά σε ηλικίες 1-5 ετών και 5-10 ετών η μέση τιμή του γινόμενου δόσης-μήκους φτάνει σχεδόν το 80%. Το ίδιο συμβαίνει και στην ενεργό δόση για παιδιά ηλικίας 5-10 ετών. Επίσης το 75% των ασθενών κατά την εξέταση λαμβάνουν λιγότερο από 0,62 mSv από 0-1 ετών, 0,84 mSv από 1-5 ετών και όσο αφορά την ηλικιακή ομάδα 5-10 ετών υπάρχει μία μικρή αύξηση καθώς το 75% λαμβάνει λιγότερο από 2,38 mSv κατά την αξονική τομογραφία θώρακος.

Λαμβάνοντας υπ' όψη και τα προηγούμενα αποτελέσματα που αφορούσαν την αξονική τομογραφία εγκεφάλου, στη περίπτωση του θώρακα η απόκλιση μεταξύ των στοιχείων είναι πολύ μεγαλύτερη, και αυτό συμβαίνει λόγω του μεγαλύτερου εύρους ακτινοβολήσης. Παρ' όλα αυτά οι τιμές των μεγεθών είναι πολύ πιο αυξημένες στις αξονικές εγκεφάλου, από ότι στο θώρακα.



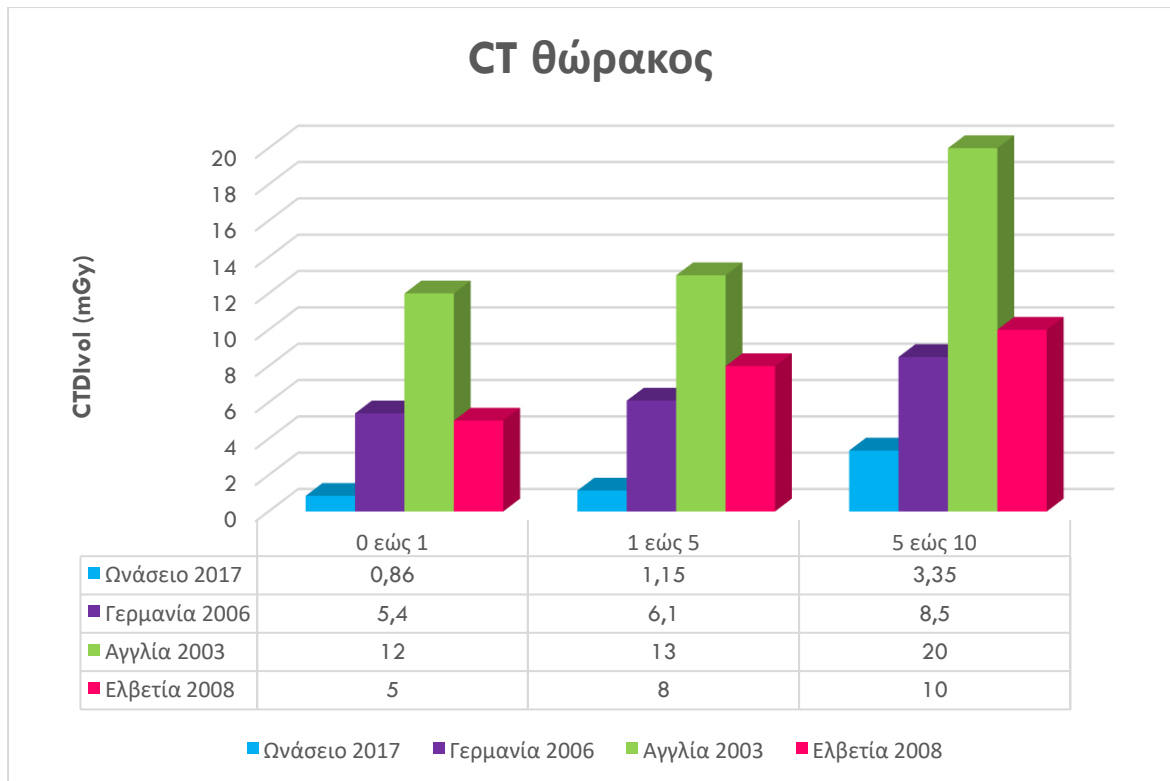
### ΠΙΝΑΚΑΣ 8

<b>ΕΞΕΤΑΣΗ</b>	<b>ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ</b>	<b>mean CTDI<sub>vol</sub> (mGy)</b>	<b>mean DLP (mGy·cm)</b>	<b>mean Effective dose (mSv)</b>
<b>CT θώρακος</b>	0-1 ετών	0.86 [0.26;1.84;50%]	14.4 [3;32;53%]	0.37 [0.08;0.83;54%]
	1-5 ετών	1.15 [0.52;2.37;43%]	31.53 [12;108;78%]	0.69 [0.31;1.87;57%]
	5-10 ετών	3.35 [0.58;6.58;53%]	124.48 [14;343;77%]	1.74 [0.19;4.8;78%]

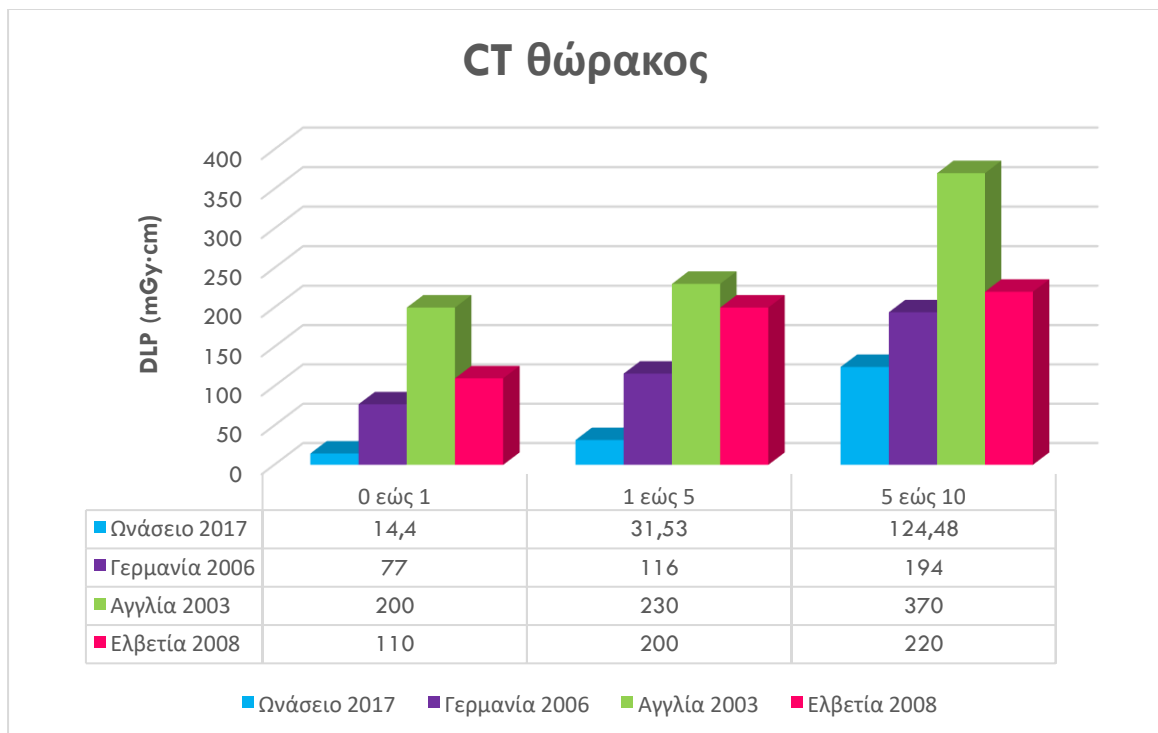
### ΠΙΝΑΚΑΣ 9

<b>ΕΞΕΤΑΣΗ</b>	<b>ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ</b>	<b>median CTDI<sub>vol</sub></b>	<b>3<sup>rd</sup> quartile CTDI<sub>vol</sub></b>	<b>median DLP</b>	<b>3<sup>rd</sup> quartile DLP</b>	<b>median effective dose</b>	<b>3<sup>rd</sup> quartile effective dose</b>
<b>CT θώρακος</b>	0-1 ετών	0.75	1,37	13	23,75	0.34	0,62
	1-5 ετών	1.02	1,22	15.57	32,3	0.40	0,84
	5-10 ετών	3.58	4,82	97.05	170	1.36	2,38

Από τα ιστογράμματα 3 και 4 διαπιστώνεται η πολύ μεγάλη διαφορά των μέσων τιμών των μεγεθών που μετρήθηκαν στο Ωνάσειο με εκείνων που μετρήθηκαν στη Γερμανία, την Αγγλία και την Ελβετία. Σε όλες τις ηλικιακές ομάδες οι μέσες τιμές του CTDI<sub>vol</sub> και του DLP που υπολογίστηκαν στην παρούσα εργασία είναι μία τάξη μεγέθους μικρότερες από τις υπόλοιπες μελέτες.



Ιστόγραμμα 3 : Σύγκριση της μέσης τιμής του CTDI<sub>vol</sub> που μετρήθηκε στο Ωνάσειο με τα αντίστοιχα που μετρήθηκαν σε μελέτες της Γερμανίας, της Αγγλίας και της Ελβετίας.



Ιστόγραμμα 4 : Σύγκριση της μέσης τιμής του DLP που μετρήθηκε στο Ωνάσειο με τα αντίστοιχα που μετρήθηκαν σε μελέτες της Γερμανίας, της Αγγλίας και της Ελβετίας.

Τέλος, στον ΠΙΝΑΚΑ 10 υπολογίζεται το ποσοστό εμφάνισης κάποιου είδους καρκίνου, λόγω της ακτινοβολίας που δέχεται ο ασθενής από αξονικές τομογραφίες εγκεφάλου και θώρακος, ανά ηλικιακή ομάδα. Για εξετάσεις εγκεφάλου το ποσοστό αυτό είναι περίπου 0.03 %, ενώ όσο αφορά τις εξετάσεις θώρακος το ποσοστό είναι 0.02 %.

### **ΠΙΝΑΚΑΣ 10**

	<b>Ηλικιακή ομάδα (έτη)</b>	<b>Lifetime Risk (%)</b>
<b>CT εγκεφάλου</b>		
	0-1	0.02
	1-5	0.03
	5-10	0.03
<b>CT θώρακος</b>		
	0-1	0.01
	1-5	0.01
	5-10	0.03

## ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟ

Στον ΠΙΝΑΚΑ 11 παρατίθενται τα στοιχεία που συλλέχθηκαν από το αιμοδυναμικό όσο αφορά ασθενείς οι οποίοι έχουν υποβληθεί σε εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας, , ανά ηλικιακή ομάδα. Επίσης έχει υπολογιστεί για κάθε ασθενή ο δείκτης μάζας σώματος και η ενεργός δόση σύμφωνα με τον ΠΙΝΑΚΑ 3.

### ΠΙΝΑΚΑΣ 11

#### ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ 5-10 ΕΤΩΝ

FLUOR. TIME (MIN)	ΗΛΙΚΙΑ (έτη)	ΥΨΟΣ (m)	ΒΑΡΟΣ (kg)	BSA (m <sup>2</sup> )	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	KAP (Gy·cm <sup>2</sup> )	frames	WFP (kg·min)	EFFECTIVE DOSE (mSv)
4,6	5,1	1,27	17	0,77	10,54	4,0	848	78,2	4,0
4,8	5,3	1,25	33	1,07	21,12	8,0		158,4	8,0
5,2	5,4	1,26	32	1,06	20,16	11,0		166,4	11,0
3,9	5,4	1,17	20	0,81	14,61	2,0		78	2,0
7,9	5,5	1,16	19	0,78	14,12	8,0	1385	150,1	8,0
5,3	5,6	1,15	23	0,86	17,39	6,0	1475	121,9	6,0
10,8	5,7	1,15	28	0,95	21,17	14,0		302,4	14,0
6,9	5,7	1,19	27	0,94	19,07	11,0		186,3	11,0
5,1	5,9	1,15	28	0,95	21,17	10,0		142,8	10,0
6,8	6,0	1,21	24	0,90	16,39	6,0		163,2	6,0
3,5	6,1	1,3	28	1,01	16,57	4,0		98	4,0
3,7	6,1	1,2	21	0,84	14,58	2,0		77,7	1,8
3,6	6,1	1,16	21	0,82	15,61	5,0		75,6	5,0
4,5	6,2	1,22	23	0,88	15,45	3,0	360	103,5	3,0
6,0	6,3	1,27	25	1,23	15,50	3,0		150	3,0
6,9	6,4	1,19	20,4	0,83	14,41	20,0	567	140,76	20,0
4,7	6,5	1,25	25	0,93	16,00	4,0		117,5	4,0
3,20	6,6	1,18	22	0,85	15,80	1,12	330	70,4	1,1
4,00	6,7	1,1	17,4	0,73	14,38	1,58	270	69,6	1,6
3,9	6,8	1,21	23	0,88	15,71	5,0		89,7	5,0
5,8	6,9	1,17	21	0,83	15,34	2,0		121,8	1,8
8,4	6,9	1,31	37	1,16	21,56	16,0		310,8	16,0
12,4	6,9	1,27	27	0,98	16,74	19,0	888	334,8	19,0
7,3	7,0	1,3	25	0,95	14,79	3,0		182,5	3,0
4,7	7,1	1,28	25	0,95	15,26	16,0		117,5	15,7
5,6	7,1	1,24	22	0,88	14,31	5,0	1268	123,2	5,0
5,9	7,1	1,22	25	0,91	16,80	10,0		147,5	10,3
4,20	7,2	1,35	27	1	14,81	2,20	450	113,4	2,2
6,7	7,4	1,38	39	1,22	20,48	15,0	82	261,3	15,0
2,80	7,4	1,24	20	0,85	13,01	1,44	360	56	1,4

6,5	7,4	1,3	26	0,97	15,38	3,0	771	169	3,0
3,5	7,4	1,2	25	0,91	17,36	7,0	379	87,5	7,0
6,7	7,9	1,27	25	0,94	15,50	9,0		167,5	9,0
7,4	8,0	1,37	31	1,09	16,52	9,0		229,4	9,0
2,5	8,1	1,3	26	0,98	15,38	17,0	1220	65	17,0
7,4	8,2	1,35	33	1,11	18,11	7,0		244,2	7,0
3,9	8,3	1,3	27	0,99	15,98	4,0		105,3	4,0
10,4	8,3	1,3	29	1,02	17,16	15,0		301,6	15,0
7,1	8,4	1,3	26	0,97	15,38	9,0		184,6	9,0
7,1	8,9	1,39	34	1,15	17,60	7,0	639	241,4	7,0
4,00	8,9	1,48	45	1,36	20,54	5,95	525	180	6,0
6,6	9,0	1,42	47	1,36	23,31	23,0		310,2	23,0
3,3	9,0	1,38	30	1,08	15,75	2,0		99	1,9
3,90	9,0	1,35	37	1,17	20,30	3,82	480	144,3	3,8
2,9	9,3	1,45	44	1,33	20,93	6,0		127,6	6,0
3,7	9,5	1,09	36	1,04	30,30	8,0	681	133,2	8,0
4,60	9,5	1,32	31	1,07	17,79	2,70	255	142,6	2,7
6,4	9,6	1,43	35	1,18	17,12	7,0		224	7,0
2,6	9,8	1,45	31	1,12	14,74	9,0		80,6	9,0
18,00	9,9	1,44	45,6	1,34	21,99	17,78	225	820,8	17,8

### ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ 10-15 ΕΤΩΝ

FLUOR. TIME (MIN)	ΗΛΙΚΙΑ (έτη)	ΥΨΟΣ (m)	ΒΑΡΟΣ (kg)	BSA (m <sup>2</sup> )	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	KAP (Gy·cm <sup>2</sup> )	frames	WFP (kg·min)	EFFECTIVE DOSE (mSv)
4,60	10,0	1,4	44	1,3	22,45	3,72	45	202,4	2,6
5,20	10,0	1,73	76	1,9	25,39	10,31	127,5	395,2	7,2
4,5	10,3	1,48	37	1,30	16,89	15,0		166,5	10,5
4,6	10,3	1,36	28	1,03	15,14	3,0		128,8	1,8
3,9	10,5	1,45	40	1,27	19,02	9,0		156	6,3
7,10	10,5	1,5	47	1,4	20,89	4,64	390	333,7	3,2
6,0	10,8	1,55	39	1,30	16,23	19,0		234	13,3
2,9	11,2	1,4	29	1,06	14,80	3,0	531	84,1	2,1
7,0	11,9	1,52	40	1,30	17,31	23,0		280	16,1
5,3	12,0	1,51	54	1,50	23,68	13,0		286,2	9,1
7,7	12,1	1,6	41	1,35	16,02	19,0		315,7	13,3
3,8	12,1	1,43	46	1,34	22,49	4,0	177	174,8	2,8
6,5	12,2	1,57	56	1,60	22,72	15,0		364	10,2
5,1	12,3	1,52	50	1,45	21,64	17,0		255	11,9
3,00	12,4	1,65	53,6	1,58	19,69	4,68	225	160,8	3,3

5,4	12,5	1,63	77	1,87	28,98	29,0		415,8	20,3
7,2	12,7	1,6	49	1,48	19,14	26,0		352,8	18,2
4,4	12,8	1,5	33	1,20	14,67	6,0	352	145,2	4,2
3,40	12,9	1,57	52	1,51	21,10	5,49	180	176,8	3,8
5,9	13,0	1,63	62	1,66	23,34	19,0	1178	365,8	13,3
3,9	13,1	1,62	57	1,60	21,72	19,0		222,3	13,3
6,2	13,5	1,58	65	1,66	26,04	11,0	940	403	7,7
4,6	13,6	1,58	61	1,62	24,44	16,0	401	280,6	11,2
9,1	13,9	1,75	27	1,15	8,82	16,0		245,7	11,4
5,4	14,4	1,8	69	1,86	21,30	11,0		372,6	7,7
3,20	14,4	0,51	51,4	1,6	197,62	7,71	360	164,48	5,4
3,50	14,4	1,74	52	1,62	17,18	3,03	210	182	2,1
3,30	15,7	1,71	62	1,73	21,20	9,72	285	204,6	6,8

Στον ΠΙΝΑΚΑ 12 έχουν υπολογιστεί και παρουσιάζονται οι μέσες τιμές του γινομένου δόσης-επιφάνειας, του χρόνου ακτινοσκόπησης αλλά και της ενεργού δόσης. Μέσα σε παρένθεση παρατίθεται η ελάχιστη τιμή, η μέγιστη τιμή αλλά και η τυπική απόκλιση των παραπάνω μεγεθών. Επίσης, στον ΠΙΝΑΚΑ 13 καταγράφονται ανά ηλικιακή ομάδα οι median και 3<sup>rd</sup> quartile τιμές του KAP, του FT και του effective dose.

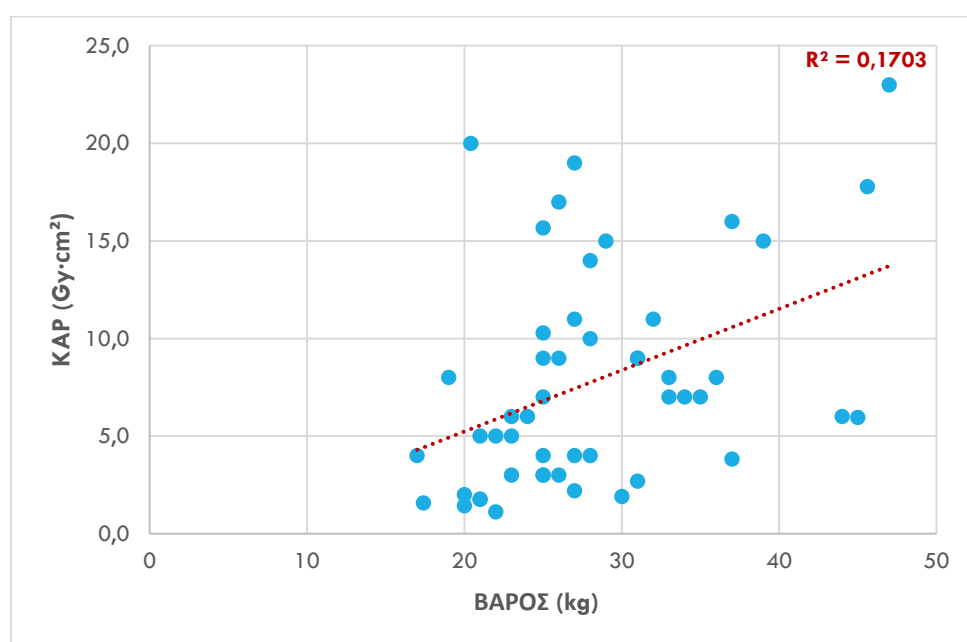
### ΠΙΝΑΚΑΣ 12

<b>ΕΞΕΤΑΣΗ</b>	<b>ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ</b>	<b>mean KAP (mGy·cm<sup>2</sup>)</b>	<b>mean FT (min)</b>	<b>mean Effective dose (mSv)</b>
<b>ASD</b>	5-10 ετών	7.80 [1.12;23.0;70%]	5.76 [2.50;18;48%]	7.80 [2.50;18;48%]
	10-15 ετών	12.20 [2.51;29;60%]	5.10 [2.9;9.1;30%]	8.50 [1.8;20.3;61%]

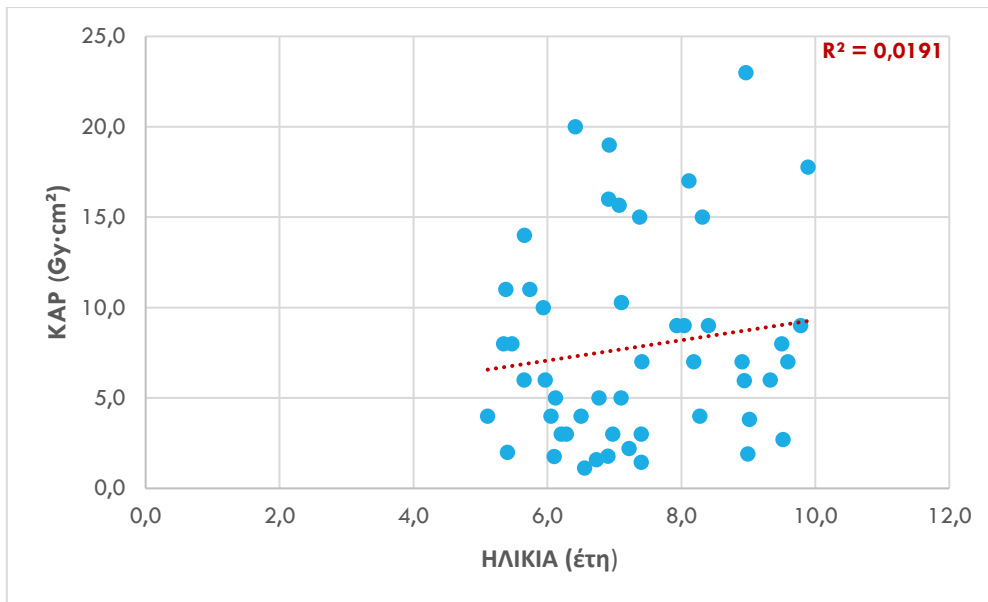
### ΠΙΝΑΚΑΣ 13

<b>ΕΞΕΤΑΣΗ</b>	<b>ΗΛΙΚΙΑΚΗ ΟΜΑΔΑ</b>	<b>median KAP</b>	<b>3<sup>rd</sup> quartile KAP</b>	<b>median FT</b>	<b>3<sup>rd</sup> quartile FT</b>	<b>median effective dose</b>	<b>3<sup>rd</sup> quartile effective dose</b>
<b>ASD</b>	5-10 ετών	7.00	11.00	5.30	7.10	7.00	11.00
	10-15 ετών	11.00	19.00	4.6	6.2	7.7	13.3

Στο διάγραμμα 1,2 έχει γίνει γραφική παράσταση του γινομένου δόσης-επιφάνειας συναρτήσει του βάρους και της ηλικίας, αντίστοιχα, για ασθενείς της ηλικιακής ομάδας 5-10 ετών. Τονίζεται, ότι πολύ ακραίες τιμές των μεγεθών δεν λήφθηκαν υπ' όψη έτσι ώστε να έχουμε πιο αντιπροσωπευτικό αποτέλεσμα. Αυτό που παρατηρεί κανείς είναι ότι το βάρος σίγουρα αποτελεί πιο σημαντικό παράγοντα στην ακτινοβολία του ασθενή σε σχέση με την ηλικία του. Παρά το γεγονός αυτό, κανένας από τους δύο δείκτες, ούτε το βάρος ούτε η ηλικία, έχουνε καλή συσχέτιση με το ΚΑΡ, αφού για το βάρος είναι  $R^2 = 0.17$  ενώ για την ηλικία είναι  $R^2 = 0.02$  σχεδόν μηδενική.

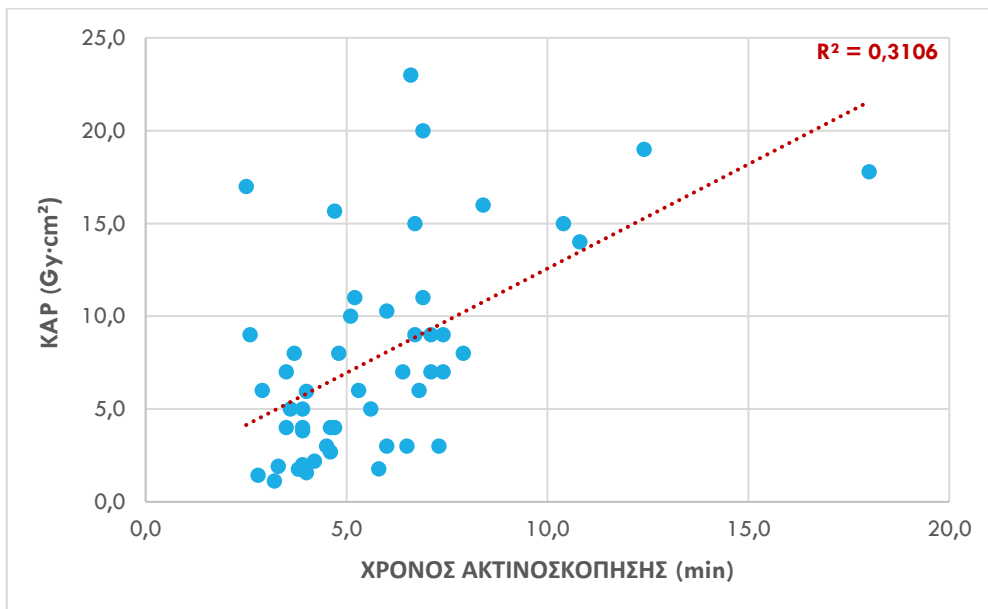


Διάγραμμα 1 : Γραφική παράσταση του γινομένου δόσης-επιφάνειας συναρτήσει του βάρους των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 5-10 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας.



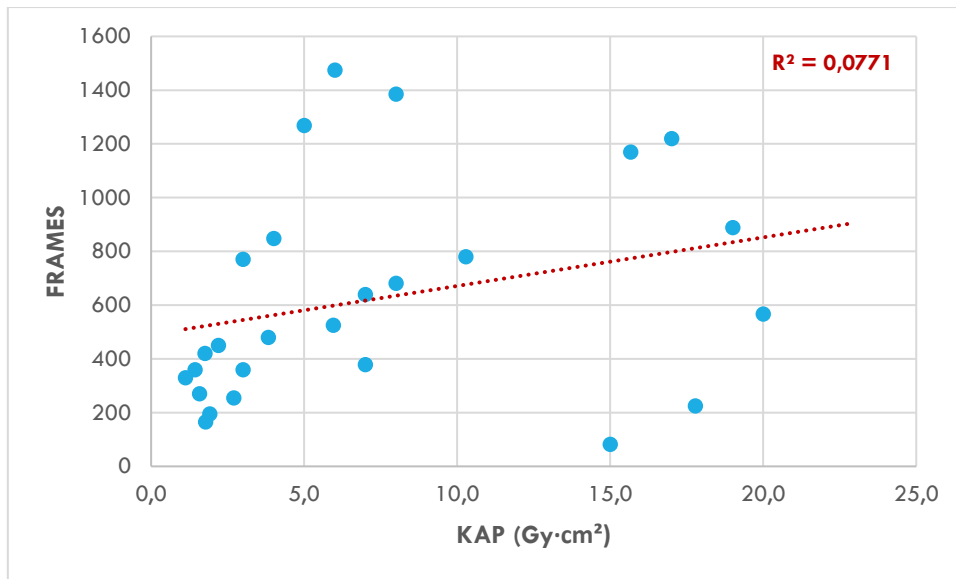
Διάγραμμα 2 : Γραφική παράσταση του γινομένου δόσης-επιφάνειας συναρτήσει της ηλικίας των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 5-10 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας .

Στο διάγραμμα 3,4 φαίνεται η συσχέτιση μεταξύ του χρόνου ακτινοσκόπησης και των αριθμών των frames με το γινόμενο δόσης-επιφάνειας, αντίστοιχα, σε παιδιά ηλικίας 5-10 ετών. Όσο αφορά τη συσχέτιση μεταξύ χρόνου ακτινοσκόπησης και ΚΑΡ, όπου  $R^2=0.31$ , είναι σχετικά καλή, δηλαδή η δόση σίγουρα αυξάνεται με την αύξηση του χρόνου ακτινοσκόπησης. Ο αριθμός των frames όμως, με  $R^2= 0.08$ , δεν επηρεάζει σχεδόν καθόλου τη δόση ακτινοβολίας.



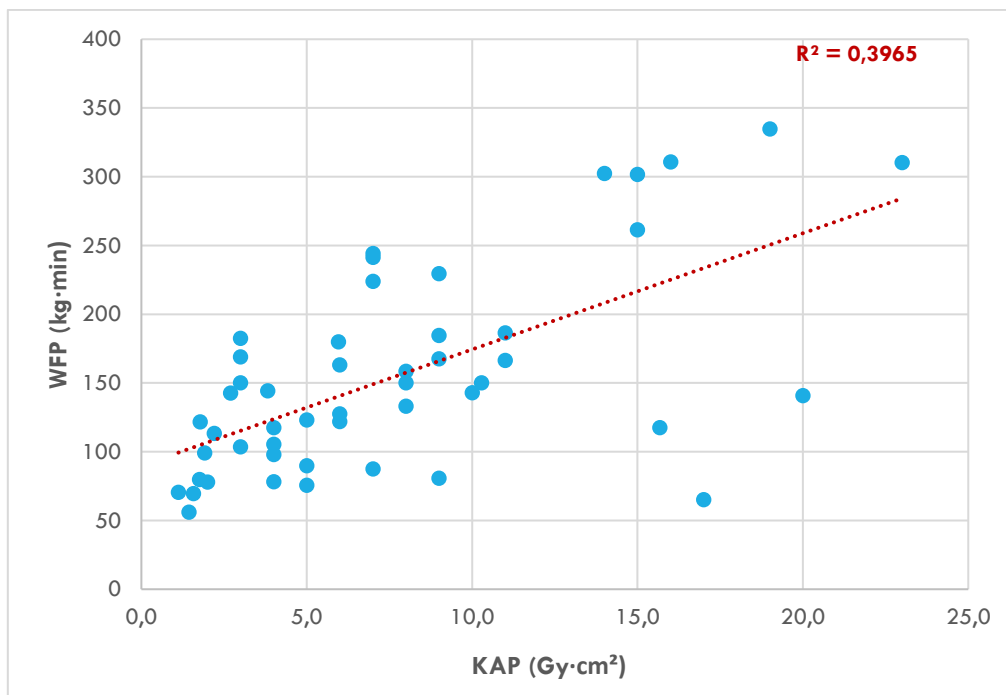
Διάγραμμα 3 : Γραφική παράσταση του γινομένου δόσης-επιφάνειας συναρτήσει του χρόνου ακτινοσκόπησης των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 5-10 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας .





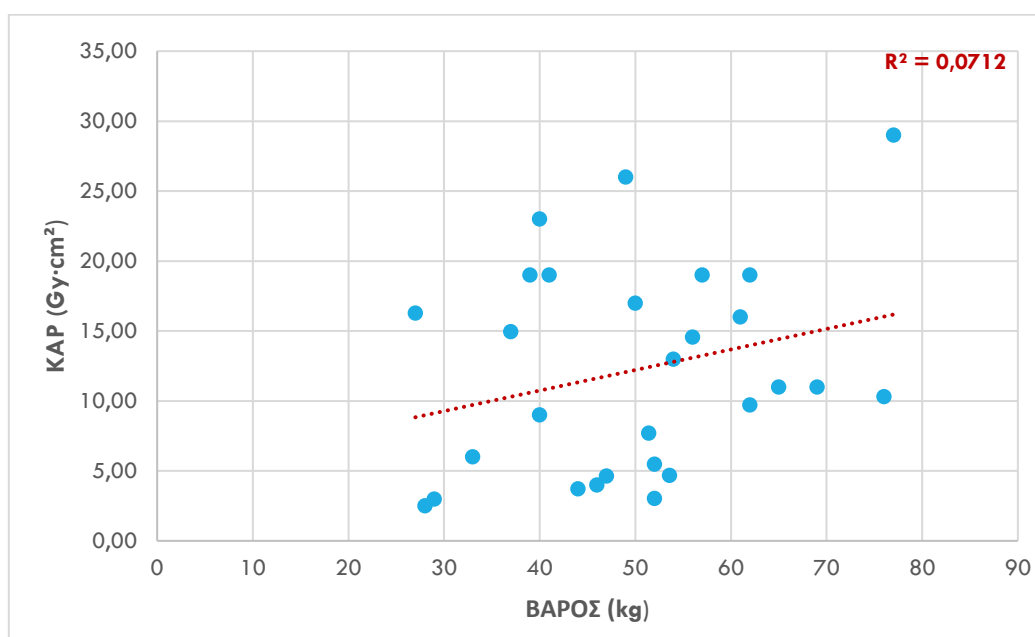
Διάγραμμα 4 : Γραφική παράσταση των αριθμών των frames συναρτήσει του γινομένου δόσης-επιφάνειας των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 5-10 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας.

Από τα παραπάνω προκύπτει το συμπέρασμα πως το βάρος και ο χρόνος ακτινοσκόπησης είναι δύο παράμετροι που επηρεάζουν αρκετά το γινόμενο δόσης- επιφάνειας. Για το λόγο αυτό γίνεται γραφική παράσταση στο διάγραμμα 5 του WFP (Weight Fluoroscopy Product) συναρτήσει του KAP. Όπως περιμέναμε η συσχέτιση μεταξύ των δύο μεγεθών είναι ακόμα καλύτερη με  $R^2=0.4$ .

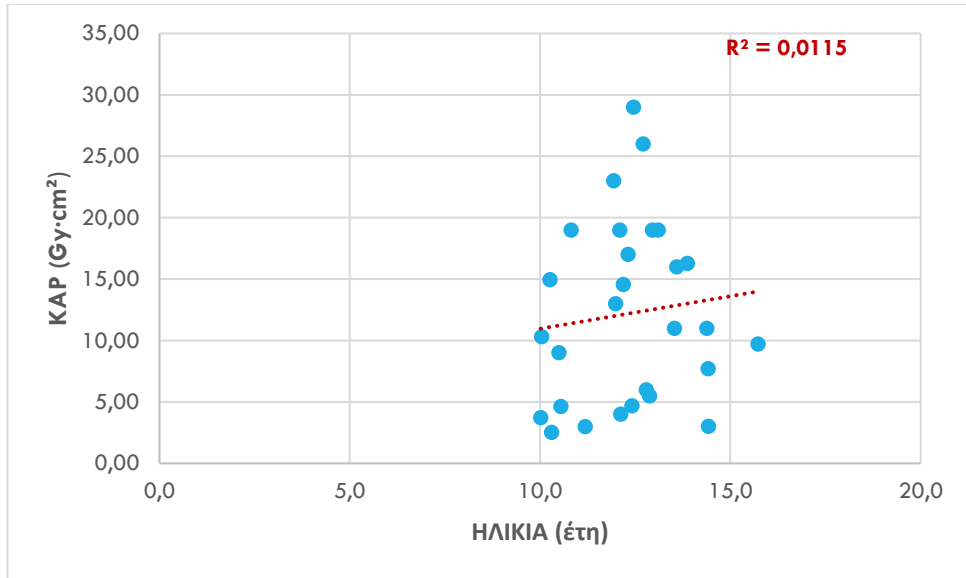


Διάγραμμα 5 : Γραφική παράσταση του γινομένου βάρους-χρόνου ακτινοσκόπησης συναρτήσει του γινομένου δόσης-επιφάνειας των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 5-10 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας .

Στο διάγραμμα 6, 7 παρουσιάζονται οι γραφικές παραστάσεις του βάρους και της ηλικίας των ασθενών, αντίστοιχα, συναρτήσει του ΚΑΡ, για την ηλικιακή ομάδα 10-15 ετών και για εξετάσεις που αφορούν τη μεσοκολπική επικοινωνία. Αυτό που προκύπτει και εδώ, όπως και στην ηλικιακή ομάδα 5-10 ετών, είναι πως για ασθενείς μεταξύ 10 έως 15 ετών δεν υπάρχει σχεδόν καμία συσχέτιση βάρους ή ηλικίας και δόσης.

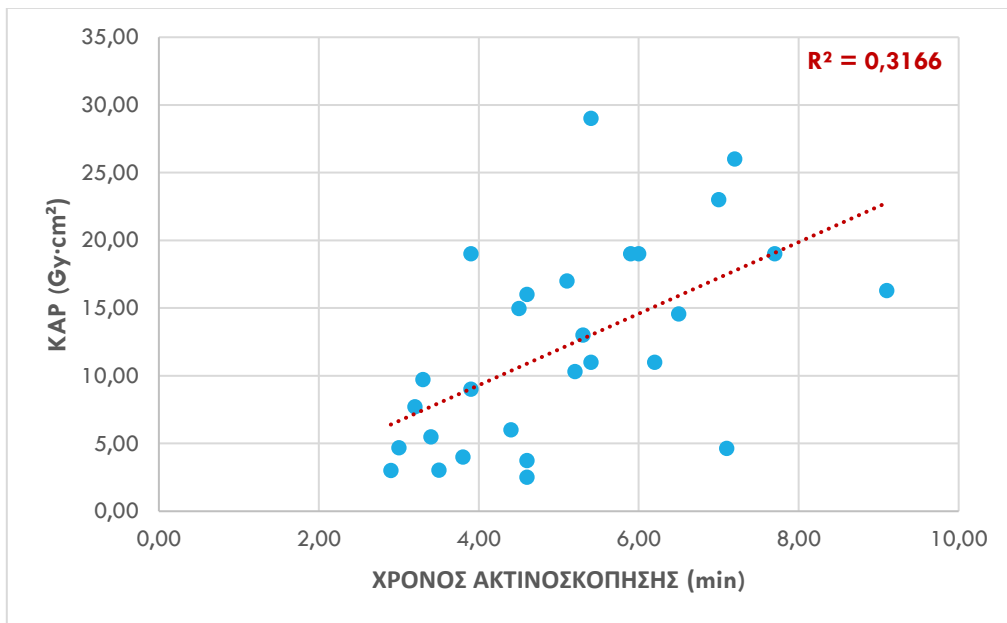


Διάγραμμα 6 : Γραφική παράσταση του γινομένου δόσης-επιφάνειας συναρτήσει του βάρους των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 10-15 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας .

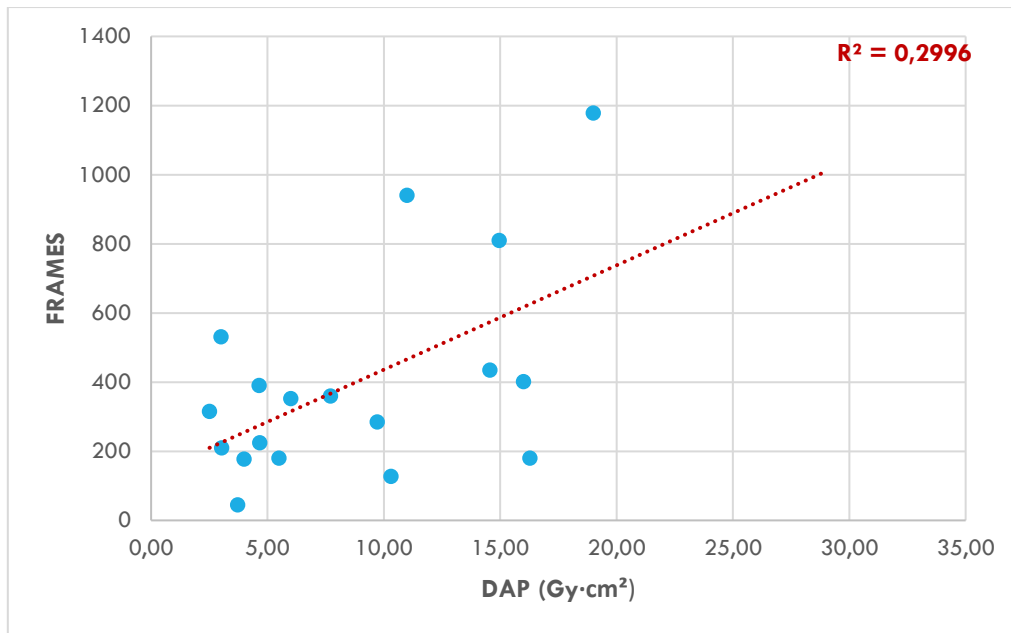


Διάγραμμα 7 : Γραφική παράσταση του γινομένου δόσης-επιφάνειας συναρτήσει της ηλικίας των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 10-15 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας (για διαγνωστικό και θεραπευτικό σκοπό).

Στο διάγραμμα 8 και στο διάγραμμα 9 διακρίνεται μία μικρή συσχέτιση του χρόνου ακτινοσκόπησης με το ΚΑΡ και των αριθμών των frames με το ΚΑΡ, αντίστοιχα.

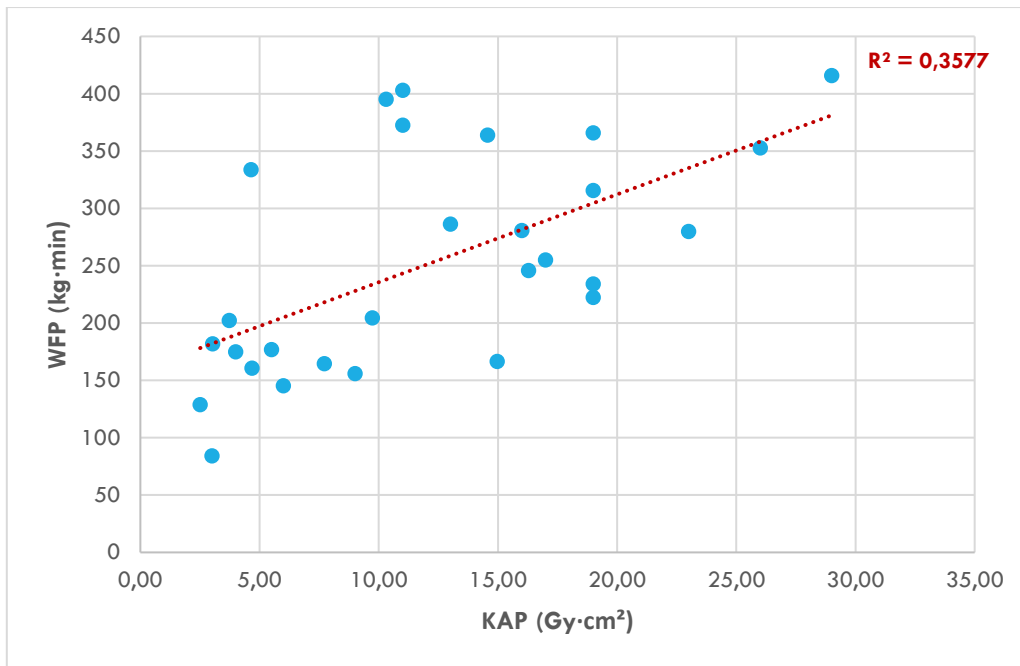


Διάγραμμα 8 : Γραφική παράσταση του γινομένου δόσης-επιφάνειας συναρτήσει του χρόνου ακτινοσκόπησης των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 10-15 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας .



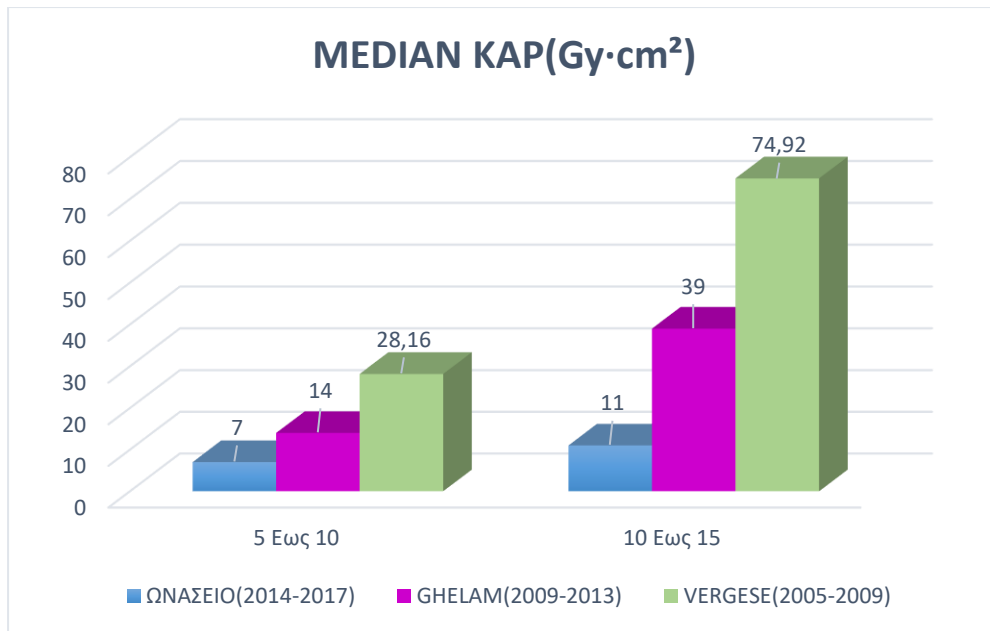
Διάγραμμα 9 : Γραφική παράσταση των αριθμών των frames συναρτήσει του γινομένου δόσης-επιφάνειας των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 10-15 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας (για διαγνωστικό και θεραπευτικό σκοπό).

Αν κανείς λάβει υπ' όψη το γινόμενο βάρους-χρόνου ακτινοσκόπησης θα μπορέσει να λάβει ένα καλύτερο αποτέλεσμα σχετικά με την συσχέτιση που μπορεί να έχει το βάρος και ο χρόνος ακτινοσκόπησης, ως ένα μέγεθος πλέον, με το KAP. Όπως φαίνεται και από τη γραφική παράσταση του διαγράμματος 10 είναι  $R^2=0.36$ , μικρότερο από το αντίστοιχο της ηλικιακής ομάδας 5-10 ετών διότι όπως αναφέρθηκε και παραπάνω σε αυτή την ηλικιακή ομάδα δεν έχουμε καθόλου καλή αναλογία μεταξύ βάρους και δόσης.



Διάγραμμα 10 : Γραφική παράσταση του γινόμενου βάρους-χρόνου ακτινοσκόπησης συναρτήσει του γινομένου δόσης-επιφάνειας των ασθενών της ηλικιακής ομάδας 10-15 ετών που αφορούν εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας (για διαγνωστικό και θεραπευτικό σκοπό).

Στο Ιστόγραμμα 5 γίνεται σύγκριση της μέσης τιμής του γινομένου δόσης-επιφάνειας των ασθενών που μελετήθηκαν στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο με αντίστοιχες μελέτες που έχουν γίνει στην Αμερική, η GHELANI et al.<sup>[27]</sup> από δημοσίευση που έκανε το 2014 με 2427 ασθενείς από το 2009 έως το 2013 από διάφορα ακτινολογικά κέντρα και η VERGESE et al.<sup>[27]</sup> με δημοσίευση που έκανε το 2012 με 2021 ασθενείς την περίοδο 2005-2009 από ένα ακτινολογικό κέντρο. Όλες οι εξετάσεις αφορούν ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας. Από το ιστόγραμμα παρατηρείται η πολύ μεγάλη διαφορά που υπάρχει μεταξύ των αποτελεσμάτων που εξήχθησαν από το Ωνάσειο σε σχέση με εκείνα της Αμερικής και στις δύο ηλικιακές ομάδες. Πιο συγκεκριμένα για ασθενείς μεταξύ 5 έως 10 ετών το DAP που μετρήθηκε στο Ωνάσειο είναι μία τάξη μεγέθους πιο κάτω από τις άλλες δύο μελέτες ενώ όσο αφορά ασθενείς με ηλικία από 10 έως 15 ετών ενώ η μέση τιμή του DAP που μετρήθηκε στην παρούσα μελέτη είναι 11 mGy·cm<sup>2</sup> στην GHELANI et al. είναι 39 mGy·cm<sup>2</sup> ενώ στην VERGESE et al. είναι 74.92 mGy·cm<sup>2</sup>.



Ιστόγραμμα 5 : Σύγκριση της median τιμής του KAP, ανά ηλικιακή ομάδα, που μετρήθηκε στο Ωνάσειο με αντίστοιχες μελέτες της GHELANI et al.(2009-2013) και της VERGESE et al.(2005-2009) που διεξήχθησαν στην Αμερική.

Τέλος, σύμφωνα με το διάγραμμα της Εικόνας 21 υπολογίστηκε το ποσοστό εμφάνισης κάποιου είδους καρκίνου μέσω των εξετάσεων μεσοκολπικής επικοινωνίας, πολλαπλασιάζοντας την ενεργό δόση του αντίστοιχου ασθενή με έναν συντελεστή που εξαρτάται από την ηλικία. Στον ΠΙΝΑΚΑ 12 φαίνεται αναλυτικά το lifetime risk για κάθε ασθενή με βάση την ενεργό δόση.

## ΠΙΝΑΚΑΣ 14

5-10 ετών

ΗΛΙΚΙΑ (έτη)	EFFECTIVE DOSE (mSv)	lifetime risk (%)
5,1	4,0	0,06
5,3	8,0	0,12
5,4	11,0	0,16
5,4	2,0	0,03
5,5	8,0	0,12
5,6	6,0	0,09
5,7	14,0	0,21
5,7	11,0	0,16
5,9	10,0	0,15
6,0	6,0	0,09

6,1	4,0	0,06
6,1	1,8	0,03
6,1	5,0	0,07
6,2	3,0	0,04
6,3	3,0	0,04
6,4	20,0	0,30
6,5	4,0	0,06
6,6	1,1	0,02
6,7	1,6	0,02
6,8	5,0	0,07
6,9	1,8	0,03
6,9	16,0	0,24
6,9	19,0	0,28
7,0	3,0	0,04
7,1	15,7	0,23
7,1	5,0	0,07
7,1	10,3	0,15
7,2	2,2	0,03
7,4	15,0	0,22
7,4	1,4	0,02
7,4	3,0	0,04
7,4	7,0	0,10
7,9	9,0	0,13
8,0	9,0	0,13
8,1	17,0	0,25
8,2	7,0	0,10
8,3	4,0	0,06
8,3	15,0	0,22
8,4	9,0	0,13
8,9	7,0	0,10
8,9	6,0	0,09
9,0	23,0	0,34
9,0	1,9	0,03
9,0	3,8	0,06
9,3	6,0	0,09
9,5	8,0	0,12
9,5	2,7	0,04
9,6	7,0	0,10
9,8	9,0	0,13
9,9	17,8	0,26

### 10-15 ετών

ΗΛΙΚΙΑ (έτη)	EFFECTIVE DOSE (mSv)	lifitime risk (%)
10,0	2,6	0,03
10,0	7,2	0,09
10,3	10,5	0,14
10,3	1,8	0,02
10,5	6,3	0,08
10,5	3,2	0,04
10,8	13,3	0,17
11,2	2,1	0,03
11,9	16,1	0,19
12,0	9,1	0,10
12,1	13,3	0,15
12,1	2,8	0,03
12,2	10,2	0,11
12,3	11,9	0,13
12,4	3,3	0,04
12,5	20,3	0,22
12,7	18,2	0,20
12,8	4,2	0,05
12,9	3,8	0,04
13,0	13,3	0,15
13,1	13,3	0,15
13,5	7,7	0,08
13,6	11,2	0,12
13,9	11,4	0,13
14,4	7,7	0,08
14,4	5,4	0,05
14,4	2,1	0,02
15,7	6,8	0,07

Στην ηλικιακή ομάδα 5-10 ετών υπάρχει ένα ρίσκο περίπου 0.12% για καρκινογένεση από εξετάσεις μεσοκολπικής επικοινωνίας στον αγγειογράφο, ενώ για την ηλικιακή ομάδα 10-15 ετών υπάρχει ένα ρίσκο περίπου 0.10% για καρκινογένεση.





#### 4. Συμπεράσματα

Η εργασία αυτή είχε ως σκοπό τον υπολογισμό της ενεργού δόσης σε παιδιατρικούς ασθενείς οι οποίοι υπόκεινται σε εξετάσεις που γίνεται χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Αυτό είναι και το πρωτότυπο της, καθώς αυτό γίνεται για πρώτη φορά τόσο αναλυτικά στην Ελλάδα. Πραγματοποιώντας λοιπόν την επεξεργασία των παραπάνω αποτελεσμάτων καταλήγουμε συνοπτικά στα παρακάτω συμπεράσματα.

Αρχικά, όσο αφορά τον αξονικό τομογράφο λήφθηκαν δεδομένα για το  $CTDI_{vol}$  και το DLP του κάθε ασθενή και με κατάλληλους συντελεστές έγινε μέτρηση της ενεργού δόσης. Τα δεδομένα αφορούσαν εξετάσεις θώρακος και εγκεφάλου και κατηγοριοποιήθηκαν στις ηλικιακές ομάδες 0-1 ετών, 1-5 ετών και 5-10 ετών. Στις εξετάσεις εγκεφάλου η μέση τιμή του  $CTDI_{vol}$  για ασθενείς από 0 έως 1 ετών είναι 15,27 mGy ενώ στη Γερμανία, στην Αγγλία και την Ελβετία είναι 26.2, 35.0 και 20.0 mGy, αντίστοιχα. Για ασθενείς από 1-5 ετών είναι 20.52 mGy ενώ στη Γερμανία είναι 35.7 mGy, στην Αγγλία είναι 50.0 mGy και στην Ελβετία είναι 30.0 mGy. Στην ηλικιακή ομάδα 5-10 ετών η μέση τιμή του  $CTDI_{vol}$  υπολογίστηκε 50,39 mGy ενώ στην Γερμανία, Αγγλία και Ελβετία οι τιμές είναι 43.7 mGy, 65.0 mGy και 40.0 mGy, αντίστοιχα. Η μέση τιμή του γινομένου δόσης-μήκους που υπολογίστηκε στο Ωνάσειο είναι (220.75, 364.71, 904.33)mGy·cm για κάθε ηλικιακή ομάδα αντίστοιχα ενώ στη Γερμανία είναι (302, 452, 582)mGy·cm, στην Αγγλία (270, 470, 620)mGy·cm και στην Ελβετία είναι (270, 420, 560)mGy·cm. Όπως εύκολα παρατηρεί κανείς το DLP των ασθενών από 5-10 ετών είναι πολύ μεγαλύτερο από το αντίστοιχο των άλλων μελετών. Αυτό οφείλεται αποκλειστικά στο μεγαλύτερο μήκος ακτινοβολήσης των ασθενών καθώς το  $CTDI_{vol}$  που έχει μετρηθεί στο Ωνάσειο είναι περίπου ίδιο από τα αντίστοιχα άλλα. Το γεγονός αυτό οφείλεται στο ότι ο αξονικός τομογράφος που χρησιμοποιείται στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο λαμβάνει εμπρόσθιες τομές του εγκεφάλου ενώ οι αξονικοί τομογράφοι που χρησιμοποιήθηκαν στις άλλες μελέτες λαμβάνουν πλάγιες τομές του εγκεφάλου. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα το μεγαλύτερο μήκος ακτινοβολήσης του εγκεφάλου στα στοιχεία που εξετάζονται σε αυτή την εργασία. Τέλος, η ενεργός δόση που λαμβάνουν οι παιδιατρικοί ασθενείς λόγω ιοντίζουσας ακτινοβολίας από αξονικές εξετάσεις εγκεφάλου είναι (1.61, 1.85, 2.45) mSv ανά ηλικιακή ομάδα.

Στη συνέχεια έγινε υπολογισμός τη μέσης τιμής του  $CTDI_{vol}$  και προέκυψαν τα εξής αποτελέσματα : (0.86, 1.15, 3.35)mGy για το Ωνάσειο ενώ (5.4, 6.1, 8.5)mGy, (12.0, 13.0, 20.0)mGy και (5.0, 8.0, 10.0)mGy σε Γερμανία, Αγγλία και Ελβετία αντίστοιχα. Για τη μέση τιμή του DLP προέκυψε : (14.4, 31.53, 124.48)mGy για το Ωνάσειο ενώ (77.0, 116.0, 194.0)mGy·cm, (200.0, 230.0, 370.0)mGy·cm και (110.0, 200.0, 220.0)mGy·cm για Γερμανία, Αγγλία και Ελβετία αντίστοιχα. Σε όλες τις ηλικιακές ομάδες το Ωνάσειο βρίσκεται σε πολύ χαμηλότερα επίπεδα από τις αντίστοιχες μελέτες στις αξονικές εξετάσεις θώρακος. Ακόμη πολλαπλασιάζοντας το γινόμενο δόσης-μήκους με του αντίστοιχους συντελεστές υπολογίζεται η μέση τιμή της ενεργού δόσης ανά ηλικιακή ομάδα ως εξής : (0.37, 0.69, 1.74)mSv.

Το δεύτερο κομμάτι της εργασίας αφορά το αιμοδυναμικό εργαστήριο και συγκεκριμένα τη σύγκλιση της μεσοκολπικής επικοινωνίας. Καθώς είναι μία μη επεμβατική διαδικασία, τα τελευταία χρόνια όλο και πιο πολλοί ασθενείς την προτιμούν. Οι ασθενείς κατηγοριοποιήθηκαν στις ηλικιακές ομάδες 5-10 ετών και 10-15 ετών καθώς τα στοιχεία για ασθενείς κάτω των 5 ετών δεν ήτανε επαρκή ώστε να μελετηθούν. Η μέση τιμή του KAP υπολογίστηκε (7.80, 12.20) mGy·cm<sup>2</sup> για την κάθε ηλικιακή ομάδα ενώ οι μέσες τιμές του χρόνου ακτινοσκόπησης και της ενεργού δόσης, αντίστοιχα, μετρήθηκαν ως (5.76, 5.1)min και (7.8, 8.5)mSv. Συγκρίνοντας την τιμή του median KAP με αντίστοιχες μελέτες που έχουν γίνει στην Αμερική, και πιο συγκεκριμένα την Ghelani et al. (2009-2013) και την Verghese(2005-2009)(μόνο αυτές βρέθηκαν για τη συγκεκριμένη διαδικασία), το Ωνάσειο βρίσκεται μία τάξη μεγέθους πιο κάτω. Στη συνέχεια έγινε συσχέτιση μεταξύ του KAP και του βάρους, της ηλικίας, του χρόνου ακτινοσκόπησης και του γινομένου βάρους—χρόνος ακτινοσκόπησης. Αυτό που περιμένει κανείς είναι πως τα χαρακτηριστικά του ασθενή, δηλαδή το βάρος και η ηλικία, θα αποτελούν βασικό παράγοντα μεταβολής της δόσης ακτινοβολίας. Παρ'όλα αυτά, αυτό που προέκυψε είναι πως ο χρόνος ακτινοσκόπησης( $R^2=0.3$ ), και περισσότερο το γινομένο βάρους-χρόνου ακτινοσκόπησης( $R^2=0.4$ ) είναι το πιο αντιπροσωπευτικό μέγεθος, που με την αύξηση του αυξάνεται σε μεγάλο βαθμό και η δόση της ακτινοβολίας.

Η παρακάτω συλλογιστική σκέψη ίσως μπορεί να αποτελέσει κάποια ερμηνεία στο παραπάνω συμπέρασμα. Στον αγγειογράφο η επιλογή των στοιχείων (kVp,mAs,...)γίνεται αυτόματα ανάλογα με το πρωτόκολλο του μηχανήματος. Ιδιαίτερα στα παιδιά, μάλιστα, τοποθετούνται αυτόματα περισσότερα φίλτρα έτσι ώστε να μειωθεί όσο πιο πολύ γίνεται η δόση που λαμβάνει. Ο αγγειογράφος επίσης έχει τη δυνατότητα να “διάβάζει” το βάρος, και να ρυθμίζει τη δόση ανάλογα με αυτό. Επίσης η διαδικασία σύγκλισης της μεσοκολπικής επικοινωνίας αφορά την περιοχή του θώρακα, που αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ανομοιόμορφη κατανομή του βάρους. Αυτό σημαίνει πως παρά το γεγονός ότι ένας ασθενής ίσως είναι πιο βαρύς, επειδή το λίπος δεν συσσωρεύεται κυρίως στην περιοχή του θώρακα, το σύστημα τελικά δεν θα ακτινοβολήσει ανάλογα με το συνολικό βάρος αλλά ανάλογα με το “πάχος” του θώρακα. Αυτό αποτελεί μία εξήγηση του ότι τα χαρακτηριστικά του ασθενή δεν επηρεάζουν τη δόση της ακτινοβολίας. Μία άλλη εξήγηση μπορεί να είναι πως το μηχάνημα ίσως να μην αλλάζει καθόλου συμπεριφορά ανάλογα με το βάρος. Όποιος και να είναι ο λόγος, τελικά περισσότερο ρόλο παίζει η δυσκολία της διαδικασίας παρά τα φυσικά χαρακτηριστικά του ασθενή.

Συμπερασματικά, η ενεργός δόση είναι το πιο αντιπροσωπευτικό μέγεθος της δόσης της ακτινοβολίας και η μέτρησή του καθίσταται αναγκαία προκειμένου να γνωρίζει τόσο ο ασθενής όσο και οι εργαζόμενοι σε τι επίπεδα βρίσκονται σε σχέση με τα επιτρεπτά όρια. Τα παιδιά αποτελούν μία ομάδα ασθενών ιδιέτερα ευαίσθητα στην ιοντίζουσα ακτινοβολία και για το λόγο αυτό τόσο οι ιατροί, όσο οι χειριστές των μηχανημάτων αλλά και οι ακτινοφυσικοί οφείλουν να

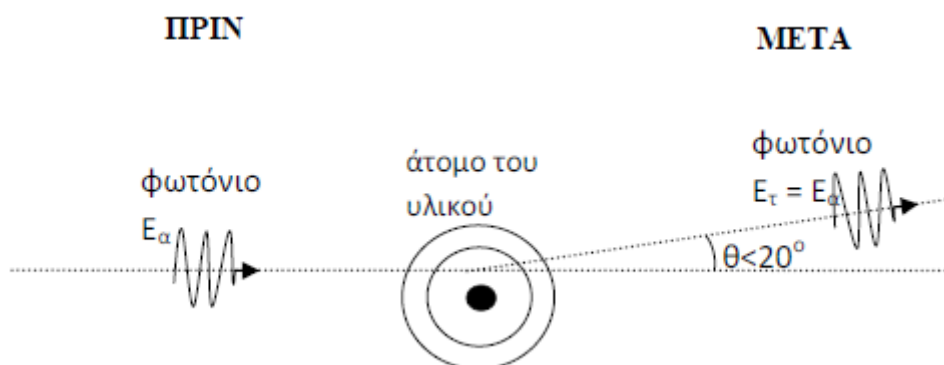
ενημερώνονται για τα επίπεδα ακτινοβολίας και να ανακαλύπτουν νέες μεθόδους μείωσής της αλλά χωρίς να επηρεάζει την εικόνα των εξετάσεων.

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α [19]

Τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με την ύλη με τέσσερις κύριους μηχανισμούς, τη σκέδαση Reyleigh, το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φαινόμενο Compton και τη δίδυμη γένεση. Η παράμετρος που καθορίζει το μηχανισμό αλληλεπίδρασης είναι η ενέργεια του του φωτονίου και το υλικό το οποίο διασχίζει. Στην περίπτωση που εξετάζουμε εμείς, δηλαδή της χρήσης ακτίνων X στην ιατρική τα δύο φαινόμενα που κυριαρχούν είναι το φαινόμενο Compton και το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.

### Π.Α.1 Σύμφωνη σκέδαση (σκέδαση Reyleigh)

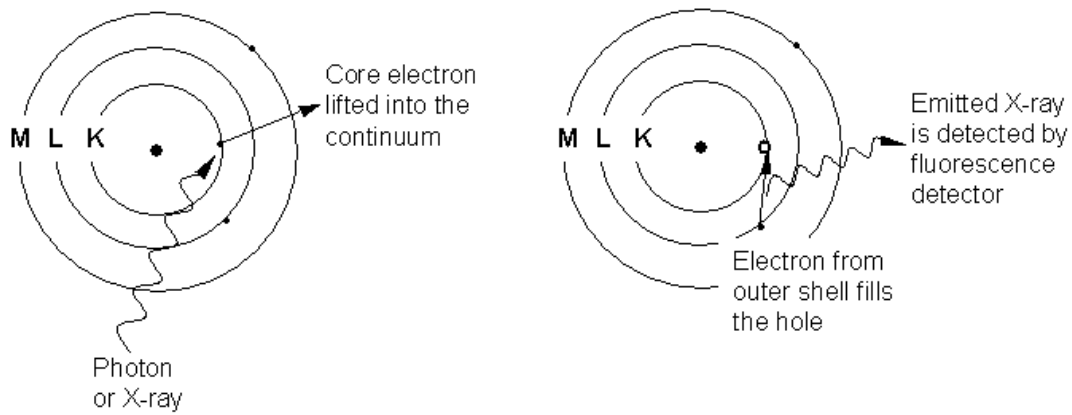
Σε μικρές ενέργειες φωτονίων υπάρχει πιθανότητα ένα φωτόνια καθώς αλληλεπιδρά με ένα άτομο με σύμφωνη σκέδαση να προκληθεί αλλαγή της διεύθυνσης του φωτονίου χωρίς όμως να υπάρξει αλλαγή στην αρχική του ενέργεια. Η σύμφωνη σκέδαση δεν αποτελεί σημαντικό κομμάτι στην ιατρική χρήση των ακτίνων X καθώς σε μικρές ενέργειες πιο συχνό είναι το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.



Εικόνα Π.Α.1 : Σκέδαση Reyleigh. Το φωτόνια σκεδάζει από το ατομο του υλικού με αποτέλεσμα την αλλαγή της διεύθυνσής του χωρίς όμως να αλλάζει η αρχική του ενέργεια.

### Π.Α.2 Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

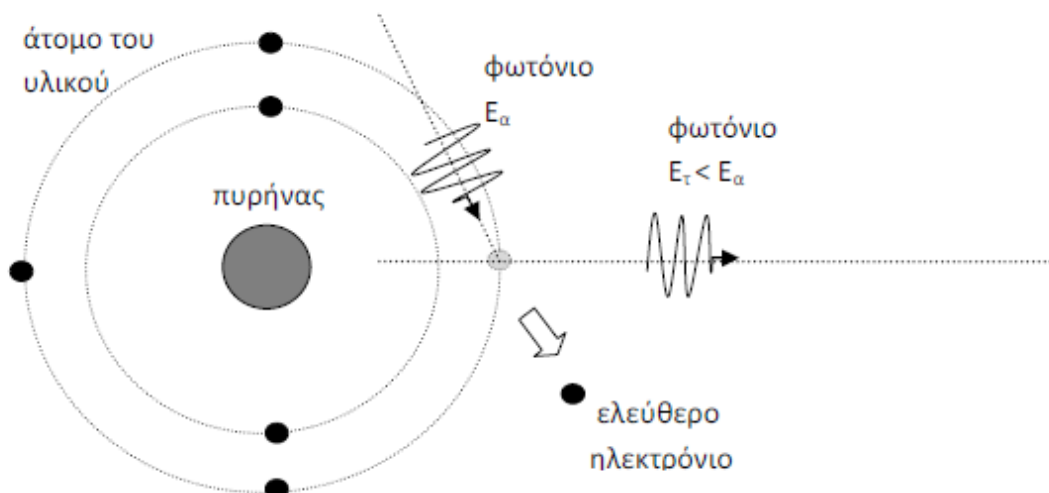
Σε χαμηλές ενέργειες, δηλαδή μικρότερες των 50 keV, ο πιο συχνός μηχανισμός αλληλεπίδρασης των ακτίνων X με την ύλη είναι το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Το φωτόνιο που αλληλεπιδρά με το άτομο απορροφάται από το ηλεκτρόνιο της εσωτερικής στοιβάδας, το οποίο στη συνέχεια λόγω της αύξησης της ενέργειας του καταφέρνει να απελευθερωθεί από το άτομο. Το απελευθερωμένο πλέον ηλεκτρόνιο ονομάζεται φωτοηλεκτρόνιο. Καθώς όμως το ηλεκτρόνιο της εσωτερικής στοιβάδας πλέον έχει ελευθερωθεί, ηλεκτρόνιο υψηλότερης στοιβάδας θα πάρει τη θέση του με αποτέλεσμα την εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας. Επίσης, το άτομο του υλικού θα είναι πλέον θετικά φορτισμένο, αφού έχασε ένα ηλεκτρόνιο (ιονισμός ατόμου).



Εικόνα Π.Α.2 : Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Το φωτόνιο απορροφάται πλήρως από το εσωτερικό ηλεκτρόνιο, το οποίο στη συνέχεια απελευθερώνεται (φωτοηλεκτρόνιο) και τη θέση του την παίρνει ένα ηλεκτρόνιο ανώτερης στοιβάδας. [Πηγή : [http://wikipedia.qwika.com/en2el/X-ray fluorescence](http://wikipedia.qwika.com/en2el/X-ray%20fluorescence) ]

### Π.Α.3 Φαινόμενο Compton

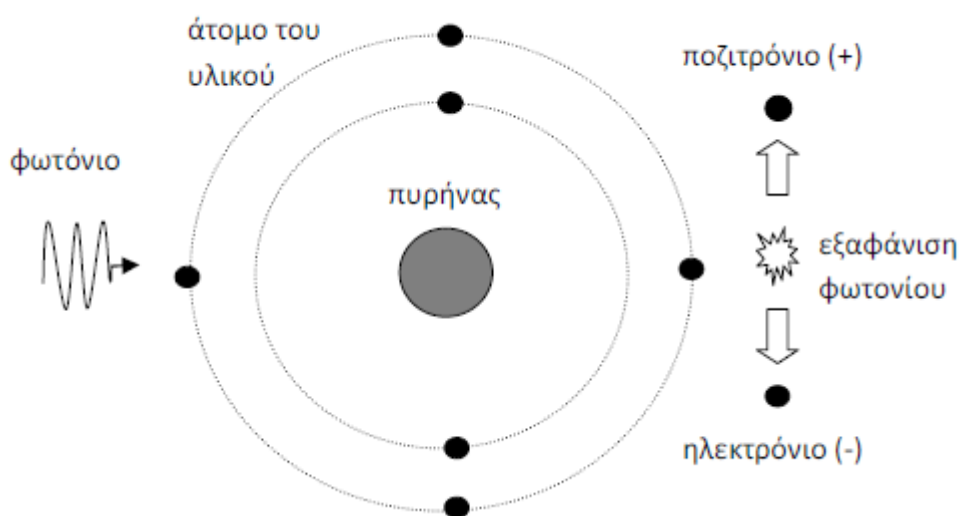
Αν η ενέργεια του φωτονίου είναι μεγαλύτερη από 50 keV, τότε παρατηρείται κυρίως το φαινόμενο Compton. Το φωτόνιο αλληλεπιδρά με το εξωτερικό ηλεκτρόνιο του ατόμου δίνοντάς του μέρος από την αρχική του ενέργεια. Το ηλεκτρόνιο έχοντας πλέον περισσότερη ενέργεια καταφέρνει να ελευθερωθεί από το άτομο ενώ το φωτόνιο αλλάζει διεύθυνση (σκέδαση) με μικρότερη ενέργεια από ότι είχε αρχικά. Η γωνία σκέδασης μπορεί να είναι από μερικές μοίρες μέχρι και 180° (οπισθοσκέδαση). Στο τέλος του φαινομένου λοιπόν αυτό που έχουμε είναι ένα σκεδαζόμενο φωτόνιο με ενέργεια μικρότερη της αρχικής του και ένα ελεύθερο ηλεκτρόνιο από την εξωτερική στοιβάδα. Το άτομο πλέον είναι θετικά φορτισμένο, αφού έχασε ένα ηλεκτρόνιο (ιονισμός).



Εικόνα Π.Α.3 : Φαινόμενο Compton. Το φωτόνιο αλληλεπιδρά με ηλεκτρόνιο της εξωτερικής στοιβάδας χάνοντας ένα μέρος της αρχικής του ενέργειας. Το ηλεκτρόνιο ελευθερώνεται από το άτομο ενώ το φωτόνιο αλλάζει διεύθυνση.

#### Π.Α.4 Δίδυμη γένεση

Η αλληλεπίδραση του φωτονίου στο φαινόμενο της δίδυμης γένεσης αφορά τον πυρήνα του ατόμου και όχι κάποιο ηλεκτρόνιο και συμβαίνει όταν το φωτόνιο έχει ενέργεια μεγαλύτερη από 1,022 MeV. Αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης αυτής είναι η εξαφάνιση του φωτονίου, του οποίου τη θέση τώρα θα πάρουν ένα ζεύγος ηλεκτρονίου-ποζιτρονίου. Στην περίπτωση αυτή έχουμε μετατροπή ενέργειας (φωτόνιο) σε μάζα (ηλεκτρόνιο-ποζιτρόνιο).



Εικόνα Π.Α.4 : Δίδυμη γένεση. Το φωτόνιο έχοντας ενέργεια μεγαλύτερη από 1,022 MeV αλληλεπιδρά με τον πυρήνα του ατόμου. Αποτέλεσμα είναι το φωτόνιο να εξαφανίζεται και την θέση του να παίρνουν ένα ηλεκτρόνιο και ένα ποζιτρόνιο.

## Βιβλιογραφία

- 1) Ακτινοβολίες, Κ.Ψαρράκος, Δ. Κουφογιάννης, Α. Σιούντας
- 2) Κλασική Ακτινολογία: Εισαγωγή και βασικές αρχές απεικόνισης, Στέλιος Ορφανουδάκης και Κώστας Μαριάς, Σεπτέμβριος 2003-Φεβρουάριος 2004,
- 3) Βιοϊατρικά Σήματα και Εικόνες : Ιατρική Απεικόνιση με Ακτίνες Χ, Γ. Παναγιωτάκης, Ε. Κωστίδου, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Πατρών,
- 4) Allisy-Roberts P, Williams J. Farr's Physics for Medical Imaging. W.B. Saunders Company. (2007)
- 5) Ιατρική Φυσική, Π. Παπαγιάννης, Επικ. Καθηγητής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή Αθηνών
- 6) CT Parameters that Influence the Radiation Dose, Hans Dieter Nagel
- 7) CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices, John A. Bauhs, Thomas J. Vrieze, Andrew N. Primak, Michael R. Bruesewitz, Cynthia H. McCollough, Received February 16, 2007
- 8) International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment, part 2-44: particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication no. 60601-2-44. Ed 2.1. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission, 2002.
- 9) Brady Z, Cain TM, Johnston PN. Differences in using the International Commission on Radiological Protection's publications 60 and 103 for determining effective dose in paediatric CT examinations. Radiat Meas 2011;46:2031-4
- 10) Shrimpton PC, Wall BF. Reference doses for paediatric computed tomography. Radiat Prot Dosimetry 2000;90:249-52
- 11) Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med Phys 1981;8:488-495.
- 12) Radiation Quantity and Units, Perry Sprawls, Ph.D.,
- 13) Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς, Γιώργος Σημαντηράκης, Τμήμα Αδειών και Ελέγχων, Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας
- 14) Radiation Dosimetry with KAP meters, linkoping University
- 15) Radiation dose in interventional cardiology, Virginia Tsapaki
- 16) Συγγενής καρδιοπάθειες, Διονυσία Νούση, Ελένη Μπερούκα,
- 17) <http://www.onasseio.gr/yphresies/sugeneis-kardiopatheies-epemvatiki-sigklisi-mesokolpikis-epikoinwnias-asd/> (προσπελάστηκε 4/4/2017)
- 18) Ακτινοσκόπηση, Σοφία Κόττου, Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών, Ιανουάριος 2015
- 19) Ακτινοπροστασία στη βιομηχανική ραδιογραφία, ΕΕΑΕ, 2012
- 20) Multisection CT Protocols : Sex and age specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product, Paul D. Deak, RSNA, 2010



- 21) Effective dose conversion factors in paediatric interventional cardiology, A Karambatsakidou, The British Journal of Cardiology, 2009
- 22) Paediatric CT Exposure Practice in the Federal Republic of Germany, Results of a Nation-wide Survey in 2005/06, M. Galanski, H.D. Nagel, G. Stamm
- 23) Doses for Computed Tomography (CT) Examinations in the UK , P C Schrimpton, M C Hilier , 2003
- 24) CT Radiation Dose in children : a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland, Verdun FR, Gutierrez D, 2008
- 25) Patient Radiation Doses in Interventional Cardiology Procedures : a review, R W Harbron, 2016

## Εικόνες

- 1) <https://eeae.gr/ακτινοβολία/η-ακτινοβολία-παντού-γύρω-μας/ιοντίζουσα-ακτινοβολία/3120-εκτίθεται-σε-ιοντίζουσα-CE%B1κτινοβολία>
- 2) <https://physicsgg.me>
- 3) <http://reliablemedicalwebsites.com/photos/>
- 4) [http://radiologykey.com/wp-content/uploads/2016/03/B9781455740772000052\\_f005-005-9781455740772.jpg](http://radiologykey.com/wp-content/uploads/2016/03/B9781455740772000052_f005-005-9781455740772.jpg)
- 5) [http://images.slideplayer.com/15/4617198/slides/slide\\_47.jpg](http://images.slideplayer.com/15/4617198/slides/slide_47.jpg)
- 6) <https://koukalaka.files.wordpress.com/2012/01/graph-11.png>
- 7) ICRP, Publication 119, Compendium of dose Coefficients based on ICRP Publication 60
- 8) CT Parameters that Influence the Radiation Dose, Hans Dieter Nagel
- 9) <http://www.lacoonline.com/images/items/CTDose007.jpg>
- 10) <http://www.inftech-gmbh.de/jpg/jpgmed/phantom02.png>
- 11) <https://usa.healthcare.siemens.com/refurbished-systems-medical-imaging-and-therapy/ecoline-refurbished-systems/angiography-ecoline/artis-zee-biplane-eco>
- 12) <http://summitu.summitindustries.net/login/index.php>
- 13) Ψηφιακή Απεικόνιση (Ακτινολογία- Ακτινόςκοπηση), Σοφία Κόττου
- 14) <http://iopscience.iop.org/book/978-0-7503-1058-1/chapter/bk978-0-7503-1058-1ch4>
- 15) Introduction to patient dose quantities, measurement approaches and effective dose estimates in diagnostic and interventional radiology procedures, Hannu Jarvinen
- 16) <http://www.cardiolife.gr/information.php>
- 17) <http://pediatricct.surgery.ucsf.edu/conditions--procedures/atrial-septal-defect.aspx>

18) Λήφθηκε από το Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο

19) <http://www.onasseio.gr/yphresies/sugeneis-kardiopatheies-epemvatiki-sigklisi-mesokolpikis-epikoinwnias-asd/>

20) <http://www.imagewisely.org/imaging-modalities/computed-tomography/medical-physicists/articles/how-to-understand-and-communicate-radiation-risk>